

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.

(19)日本国特許庁 (JP)

(12)公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-130995

(43)公開日 平成5年(1993)5月28日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	FI	技術表示箇所
A61B 10/00	E			
G01N 21/17	A	7370-2J		
21/88	B	2107-2J		
	J	2107-2J		
G02B 23/24	B	7132-2K		

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全16頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願平3-299020
(22)出願日 平成3年(1991)11月14日

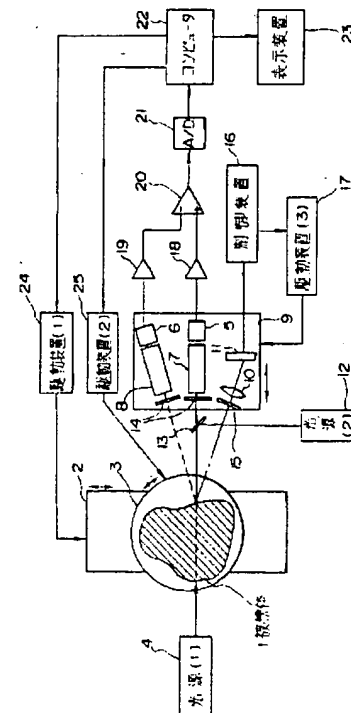
(71)出願人 000000376
オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(72)発明者 金子 守
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
(74)代理人 弁理士 伊藤 進

(54)【発明の名称】空間差分を用いた光断層イメージング装置

(57)【要約】

【目的】 常に被検体表面と照射したビーム光光軸との交点より出射した光を検出して、散乱光成分を精度良く抑制し、分解能のよい良好な断層像を得る。

【構成】 光源4より被検体1にビーム光を照射し、このビーム光の光軸上に配置された光検出器(1)5、及びビーム光の光軸と所定の角度をなす軸上に配置された光検出器(2)によって、被検体1を透過した光を検出する。このとき、測距用光源12、ラインセンサ11、制御装置16により前記光検出器5、6と被検体1との距離を測定し、この距離に基づいて駆動装置17によりXステージ9を移動させ、光検出器5、6を変位させることにより、常にそれぞれの検出器で前記光軸と被検体表面との交点からの光を検出するようにする。そして、差分増幅器20、コンピュータ22により被検体の断層像を再構築し、表示装置23に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に照射するビーム光を発生する光源と、

前記ビーム光の光軸上に配置され、前記ビーム光の被検体を透過した光あるいは被検体内部より反射してきた光を検出する第 1 の検出器と、

前記ビーム光の光軸と所定の角度をなす軸上に配置され、前記ビーム光の被検体を透過した光あるいは被検体内部より反射してきた光を検出する第 2 の検出器と、

前記第 1 及び第 2 の検出器と前記被検体との距離を測定する測距手段と、

前記測距手段によって検出された距離に基づいて、前記光軸と前記被検体表面との交点からの光を検出するように前記第 2 の検出器を変位させる位置制御手段と、

前記第 1 の検出器の出力と前記第 2 の検出器の出力とを演算し、これに基づいて被検体の断層画像情報を生成する断層像生成手段と、

を備えたことを特徴とする空間差分を用いた光断層イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【産業上の利用分野】本発明は、光を用いて生体内部の組織や器官の情報を画像化するのに適した光断層イメージング装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】赤色から近赤外領域の光は、生体組織に対して、高い透過性、ヘモグロビン、ミオグロビン、チトクローム酸化酵素など生体の酸素代謝をつかさどる物質への吸光性、それら物質の酸素結合状態に対応する吸光スペクトルの変化などといった特徴を有している。このような特徴を利用して、生体内部の酸素代謝を求める装置が US Patent No. 4 2 2 3 6 8 0 に示されている。

【 0 0 0 3 】また、最近では生体内部の酸素代謝情報を断層像や透視像といった画像で表わし、生体内部の各臓器の代謝分布の測定や癌の診断などに有効な方法が示されている。たとえば、特開昭 6 0 - 7 2 5 4 2 号公報には、X 線 CT と同様なアルゴリズムを用いて生体内部のヘモグロビン、ミオグロビン、チトクローム酸化酵素の酸素濃度の 2 次元断層画像を得て、血行障害等の器質性障害の診断に有効な装置が示されている。また、特公平 2 - 5 0 7 3 3 号公報には、人間女性の乳房に発生した乳ガンを近赤外スペクトルにより診断する装置が示されている。

【 0 0 0 4 】ところで、光を用いて外部より測定を行い、生体内部を 2 次元分布画像として、または局所情報として表して生体内部の組織情報を得ようとする場合、生体の表皮や内部組織による強い散乱のため照射した光が広範囲に拡がってしまい、空間分解能がきわめて悪くなるといった問題点があった。そこで、本出願人は特願平 2 - 8 1 5 5 2 号および特願平 2 - 1 1 9 4 6 8 号に

において、空間分解の高い断層画像を求めるため光の散乱を抑制する方法を提案している。

【 0 0 0 5 】この方法に用いられる装置は、被検体に照射されたビーム光に対し、前記ビーム光の光軸上の光を検出するため、その被検体の透過側に前記ビーム光軸の延長上に配置された第 1 の光検出器と、被検体の検出器側の面と前記光軸とが交わる点において前記光軸とある角度で散乱してきた光を検出するため、前記光軸とある所定の角度で配置された第 2 の光検出器と、前記光検出器のそれぞれの光出力を差分し、散乱成分を抑制する手段とを備えて構成される。すなわち、第 1 の検出器には被検体を直進し僅かに透過した直進成分と被検体内を散乱してきた散乱成分とが検出され、第 2 の検出器には前記散乱成分と同じ光路を通った散乱成分が検出されるので、2 つの検出器で検出された成分を差し引きすることによって、散乱成分が除かれ、直進成分だけを検出することができる。

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前記従来の装置においては、被検体の検出側表面と検出器との距離が変化すると、第 2 の光検出器では前記被検体検出側表面とビーム光光軸の交わる点より出射した光を検出できなくなる。このため、前記第 1 の検出器により検出した散乱成分と第 2 の検出器により検出した散乱成分とが一致せずに誤差が発生し、得られる断層画像が劣化してしまうという問題点があった。

【 0 0 0 7 】本発明は、前記事情に鑑みてなされたもので、被検体と検出器との距離に依らずに、被検体表面と照射したビーム光光軸との交点より出射した光を検出して、散乱光成分を精度良く抑制することができ、分解能のよい良好な断層像を容易に得ることが可能な光断層イメージング装置を提供することを目的としている。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】本発明による光断層イメージング装置は、被検体に照射するビーム光を発生する光源と、前記ビーム光の光軸上に配置され、前記ビーム光の被検体を透過した光あるいは被検体内部より反射してきた光を検出する第 1 の検出器と、前記ビーム光の光軸と所定の角度をなす軸上に配置され、前記ビーム光の被検体を透過した光あるいは被検体内部より反射してきた光を検出する第 2 の検出器と、前記第 1 及び第 2 の検出器と前記被検体との距離を測定する測距手段と、前記測距手段によって検出された距離に基づいて、前記光軸と前記被検体表面との交点からの光を検出するように前記第 2 の検出器を変位させる位置制御手段と、前記第 1 の検出器の出力と前記第 2 の検出器の出力とを演算し、これに基づいて被検体の断層画像情報を生成する断層像生成手段とを備えたものである。

【 0 0 0 9 】

【作用】光源より被検体にビーム光を照射し、このビー

ム光の光軸上に配置された第1の検出器、及びビーム光の光軸と所定の角度をなす軸上に配置された第2の検出器によって、ビーム光の被検体を透過した光あるいは被検体内部より反射してきた光を検出する。このとき、測距手段により前記第1及び第2の検出器と前記被検体との距離を測定し、この距離に基づいて位置制御手段で前記第2の検出器を変位させ、それぞれの検出器で前記光軸と前記被検体表面との交点からの光を検出するようにする。そして、断層像生成手段によって前記第1の検出器の出力と前記第2の検出器の出力とを演算し、これに

【0010】

【実施例】以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図1は本発明の第1実施例に係る光断層イメージング装置の構成を示す構成説明図である。

【0011】第1実施例は、被検体1をXステージ2、 θ ステージ3からなる被検体用のステージに配置し、光源(1)4より被検体1にビーム光を照射して透過光より断層像を得る例を示している。

【0012】光源(1)4は、被検体1への光透過性の高い波長、例えば生体組織の場合は近赤外領域のビーム光を発生し、被検体1へ照射するようになっており、被検体1をはさんで前記光源(1)4と対向した位置に、被検体1を透過した光を検出する光検出器(1)5および光検出器(2)6が設けられている。

【0013】前記光検出器(1)5、光検出器(2)6の直前には、外来光など余分な光を除くため入射角度を制限するコリメータ(1)7、コリメータ(2)8がそれぞれ設けられている。これらの光検出器(1)5、光検出器(2)6、及びコリメータ(1)7、コリメータ(2)8は、光源(1)4から照射されたビーム光の光軸方向に移動可能な検出器用のXステージ9上に配置されている。また、光検出器(1)5は前記ビーム光の光軸上に、光検出器(2)6は前記ビーム光の光軸とある所定の角度をなす軸上に配置されている。さらに、Xステージ9上には、レンズ10及びラインセンサ11が設けられ、測距用の光源(2)12とによって、光検出器(1)5および光検出器(2)6から前記被検体1の透過側までの距離を測定する測距手段が構成されている。なお、符号13は光源(1)4の光軸と光源(2)12の光軸とを一致させるためのハーフミラーあるいはダイクロイックミラーである。コリメータ(1)7、コリメータ(2)8の前方には測距用光源(2)12の光を取り除くための光学フィルタ(1)14が、レンズ10の前方には光源(1)4の光を取り除くための光学フィルタ(2)15がそれぞれ配置されている。

【0014】また、光検出器(1)5、(2)6の位置を制御する制御装置16、及び光検出器(1)5、(2)6を含むXステージ9を駆動する駆動装置(3)

17により構成される位置制御手段が設けられており、

制御装置16でラインセンサ11より得られた信号から前記被検体1と光検出器(1)5、(2)6との距離を検出して、この距離を一定にするように駆動信号を駆動装置(3)17へ出力し、Xステージ9を駆動して光検出器(1)5、(2)6の位置を変位させるようになっている。

【0015】一方、前記光検出器(1)5及び光検出器(2)6の出力側には、それぞれの出力に対して検出器のなす角度の重み付け及び感度の補正を行う増幅器

(1)18、増幅器(2)19と、これらの増幅器

(1)18、増幅器(2)19の出力の差をとることにより、光散乱成分を抑制し直進成分を検出する差分増幅器20とが設けられている。この差分増幅器20の出力端は、A/D変換器21を介して光断層像を再構築するための各処理を行うコンピュータ22に接続されており、差分増幅器20で得られた直進成分より光断層像を再構築し、表示装置23に表示するようになっている。

【0016】さらに、光断層像の再構築に必要なデータを測定するために被検体1を移動、回転させる駆動装置(1)24、駆動装置(2)25が設けられており、それぞれが駆動する被検体用のXステージ2、 θ ステージ3に接続されている。

【0017】次に、本実施例の作用について説明する。まず、光源(1)4より発生した近赤外光を生体組織の被検体1に照射すると、近赤外光は組織による散乱のため大きく広がりながら透過する。このように空間的に広がった透過光を、光軸上に正しく位置合わせされた光検出器(1)5と前記光軸と被検体1の透過側表面との交点に対しある所定の角度に配置された光検出器(2)6とで検出すると、光軸上にある光検出器(1)5には被検体内部を直進してきた直進成分と散乱してきた散乱成分が検出され、また、光検出器(2)6には散乱成分のみが検出される。

【0018】そして、それぞれの光検出器の出力を増幅器(1)18、増幅器(2)19で検出角度に応じて重み付けした後、差分増幅器20で差分すると、散乱成分が打ち消され被検体の光軸上の吸光度に対応した直進成分のみが検出される。さらに、コンピュータ22によって駆動装置(1)24、駆動装置(2)25を制御し、被検体1を移動、回転させて被検体1のあらゆる方向から前記直進成分を検出し、X線CTと同様な画像再構築アルゴリズムを用いることによって、被検体すなわち生体の近赤外光断層像を得ることができる。

【0019】ところで、被検体1の形状は通常円形でないため、被検体を移動回転すると光検出器(1)5、(2)6と被検体1との距離が変化する。そこで、測距手段および位置制御手段により前記距離を一定にする。

【0020】測距用の光源(2)12より発生する光は、光源(1)4より発生された近赤外光と異なり、被検体への透過性の低い波長、例えばYAG光の第2高周

波の緑色光などを用いる。この光をダイクロイックミラー13により光源(1)4の光軸と一致させて検出器側より被検体1に照射する。そして、光源(1)4からの近赤外光を光学フィルタ(2)15で取り除き、被検体表面上の緑色散乱光を結像レンズ10でラインセンサ11上に結像する。結像レンズ10およびラインセンサ11は、緑色散乱光の光軸方向の移動に対しこの散乱光の像がラインセンサ11上を移動するように配置されており、散乱光が光軸方向に移動するとこれに対応してラインセンサ11上の散乱光の結像位置が変化する。従っ

て、制御装置16により、ラインセンサ11で検出した光分布、すなわち位置が一定となるように駆動装置(3)17をフィードバック制御しXステージ9を駆動する。これによって、光検出器(1)5、(2)6と被検体1との距離は常に一定に保たれる。

【0021】以上のように、本実施例によれば、被検体と検出器との距離が変化するような場合においても、変化に応じて検出器を変位させることにより検出器と被検体との距離を常時一定にすることができる。このため、常に被検体表面と照射したビーム光光軸との交点より出射した光を検出することができるので、精度良く散乱成分を抑制でき、画質の良い生体断層像を再構築することができる。

【0022】なお、前記測距手段として、光に代わって超音波を用いて測定する装置、すなわち、超音波の反射エコー信号の時間差より距離を測定するものを用いても良い。また、被検体からの直進成分を検出する際に、光源(1)4と光源(2)12を順次照射するようにしても良い。この場合、光学フィルタ(1)14および光学フィルタ(2)15は必要としない。

【0023】図2及び図3は本発明の第2実施例に係り、図2は光断層イメージング装置の構成を示す構成説明図、図3は検出器で検出されたそれぞれの反射光成分を示す波形図である。

【0024】第2実施例は、被検体にパルス光を照射し、その反射光から断層像を求める装置の例である。

【0025】図2に示すように、光断層イメージング装置は、生体への透過性の高い近赤外領域の波長の光でピコ秒オーダーのパルス光を発生するパルスレーザ31と、前記パルス光を照射検出光軸に重ねるハーフミラー32と、前記パルス光を伝達するライトガイド(1)33に導光するレンズ34と、前記パルス光を被検体1に照射し、照射光軸と同じ光軸上を反射してくる直進成分および散乱成分を含む光を検出するよう配置されたコリメータ(1)35と、前記パルス光の反射光のうち散乱成分のみを検出するため前記照射光軸とある所定の角度をなす軸上に配置されたコリメータ(2)36と、このコリメータ(2)36に接続され前記パルス光の反射光を伝達するライトガイド(2)37と、前記コリメータ

(1)35、コリメータ(2)36及びライトガイド

(1)33、(2)37により検出されたそれぞれのパルス光の時間分解波形を測定するストリークカメラ38とを備えている。

【0026】前記コリメータ(1)35、(2)36、及びライトガイド(1)33、(2)37の前端部は、XYZ方向に移動可能なXYZステージ39上に配置されている。また、前記ストリークカメラ38より得られたパルス光の立ち上がり時間より被検体1とコリメータとの距離を検出し、この距離が一定となるように前記コリメータ(1)35及びコリメータ(2)36の位置を光軸方向に移動制御する制御装置39と、この制御装置39の駆動信号によりXYZステージ39を駆動し、コリメータ(1)35及びコリメータ(2)36を変位させる駆動装置40が設けられている。ここでは、コリメータ(1)35、ライトガイド(1)33及びコリメータ(2)36、ライトガイド(2)37の位置によって反射したパルス光を検出する位置が決まるため、コリメータ(1)35、(2)36と被検体1との距離が検出器と被検体との距離に比例する。

【0027】また、前記ストリークカメラ38より得られたそれぞれのパルス光の時間分解波形を演算処理して散乱成分をキャンセルし、被検体1の光軸上の吸光度に対応した散乱の少ない反射パルス光を求める信号処理装置41が設けられており、コンピュータ42に接続されている。コンピュータ42は、信号処理装置41により得られた反射パルス光の信号から光断層像を再構築し、表示装置43に表示するようになっている。

【0028】なお、前記ストリークカメラ38の掃引タイミングをパルス光と同期させるため、パルスレーザ31からの出射光の光路上に配置されたビームサンプラ44と、前記ビームサンプラ44により検出されたパルス光を電気パルスに変換するフォトダイオード45とが設けられ、ストリークカメラ38に接続されている。

【0029】次に、本実施例の作用について説明する。まず、パルスレーザ31より発生した近赤外パルス光をハーフミラー32、レンズ34、ライトガイド(1)33、コリメータ(1)35を通じて被検体1に照射すると、パルス光は組織による散乱のため大きく広がりながら一部は透過し一部は反射する。このように広がりながら反射してきたパルス光を照射光軸上に正しく位置合わせされたコリメータ(1)35及びライトガイド(1)33を通じてストリークカメラ38で検出する。また、一方前記照射光軸に対しある角度をなすパルス光をコリメータ(2)36及びライトガイド(2)37を通じてストリークカメラ38で検出する。ストリークカメラ38で検出されたそれぞれの反射パルス光は、図3(a)および図3(b)に示すようになる。

【0030】図3(a)において、時間零の位置のパルス波形はパルスレーザ31を出射した直後の波形であり、その後の波形は、被検体1とコリメータ(1)35

及びライトガイド(1)33との距離に対応する時間遅れTで立ち上がり、被検体表面および内部を反射し時間的に広がった光軸上のパルス波形である。また、図3

(b)は光軸とある角度をなす位置に配置されたコリメータ(2)36及びライトガイド(2)37で検出された反射パルス波形である。ここで、図3(a)の時間遅れTは被検体1に照射され表面で反射してきた光の光路長、つまり被検体1とコリメータ及びライトガイド前面との距離に対応するので、制御装置39及び駆動装置40により前記時間遅れTが一定となるようにXYZステージ39を光軸方向に移動制御し、コリメータ(1)35、(2)36及びライトガイド(1)33、(2)37を変位させることで、被検体と検出器との距離を常時一定にすることができる。

【0031】そして、このようにして前記ストリークカメラ38で得られたそれぞれの時間分解波形を信号処理装置41により各時間で演算処理することで、散乱成分が打ち消され、散乱の影響の少ない反射パルス光が得られる。この散乱成分が打ち消された反射パルス光の時間波形を図3(c)に示す。さらに、XYZステージ39を光軸と垂直な平面上で移動させ、各点で前記と同様の時間分解波形を求め、コンピュータ42により被検体内部の光断層像を構成し、表示装置43に表示する。

【0032】このように、本実施例によれば、被検体からの反射パルス光の直進成分を得る際に、第1実施例と同様に被検体と検出器との距離を常時一定にすることができ、常に被検体表面と照射したビーム光光軸との交点より出射した光を検出することができるので、精度良く散乱成分を抑制できる。

【0033】なお、第1実施例に示した測距手段を用いて被検体と検出器との距離を測定するようにしても良い。

【0034】図4は本発明の第3実施例に係る光断層イメージング装置の主要部の構成を示す構成説明図である。

【0035】第3実施例は、第1実施例に示した検出器の位置を変化させる手段の代わりに第2の検出器の検出角度(コリメータ(2)8及び光検出器(2)6の角度)を変化させる手段を設け、被検体表面と照射したパルス光光軸との交点より出射した光を検出できるようにした例である。

【0036】図4に示すように、コリメータ(2)8の直前には、振動子を振動させることにより偏光角度を変化可能なA/O偏光器(acoustic oscillator 偏光器)45が配置されている。また、第1実施例と同様な測距手段より測定された被検体1と光検出器との距離に基づいて、前記A/O偏光器45の偏光角度を制御する制御装置46と、前記A/O偏光器45に駆動信号を出力する駆動装置47とが設けられている。その他は第1実施例と同様に構成されており、同一符号を付して説明を省

略する。

【0037】測距用の光源(2)12より被検体1に照射された光の散乱光は、ラインセンサ11上に結像されるが、このとき、被検体1と光検出器(1)5、(2)6との距離に対応してラインセンサ11上の散乱光の像が移動する。そして、ラインセンサ11上の光強度分布に基づいて、制御装置46によって被検体1と検出器との距離を計算し、その距離データをもとに制御装置46、駆動装置47によりA/O偏光器45を駆動し、A/O偏光器44の偏光角度を変化させる。これにより、光検出器(2)6の検出角度を照射したビーム光の光軸と被検体表面との交点に一致させる。

【0038】そして、光検出器(1)5、(2)6で検出されたビーム光成分をそれぞれ増幅器(1)18、増幅器(2)19に供給し、第1実施例と同様にして被検体の断層像を生成する。なお、このとき増幅器(2)19において、前記検出角度の変化に対応して光検出器出力の重み付けを行なう。

【0039】このように、本実施例によれば、第2の検出器の検出角度を変化させることにより、常に被検体表面と照射したビーム光光軸との交点より出射した光を検出することができるため、散乱成分を精度良く抑制でき、分解能のよい良好な断層像を得ることができる。

【0040】図5は本発明の第4実施例に係る光断層イメージング装置の主要部の構成を示す構成説明図である。

【0041】第4実施例は、機械的に被検体との検出器との距離を一定にする手段を有した装置の例である。

【0042】図5に示すように、光断層イメージング装置は、筒型の固定部51と、この固定部51の軸方向に移動可能であり、光検出器(1)5、光検出器(2)6、及びコリメータ(1)7、コリメータ(2)8を内設した先端構成部52とを備えている。前記光検出器(1)5、光検出器(2)6、及びコリメータ(1)7、コリメータ(2)8は、先端構成部52内の所定の位置に固定されており、先端構成部52の先端側には光を透過するたとえば光学ガラスよりなる透明部材53が配置されている。この透明部材53の先端面は、前記コリメータ(1)7とコリメータ(2)8の光軸の交点に位置している。前記先端構成部52の後端面と固定部51との間には、先端構成部52を前方に付勢する弾性部材54が設けられている。すなわち、この装置では、透明部材53を被検体1と一定の力で接触させ、先端構成部52を被検体1表面の形状に合わせて移動させることにより、透明部材53と被検体1との接触面(被検体1の表面)が常に前記コリメータ(1)7とコリメータ(2)8の光軸の交点となるように構成されている。また、前記固定部51は、前記先端構成部52を被検体1に対し、移動走査するため図示しない移動ステージに取り付けられている。なお、光検出器(1)5、光検出器

(2) 6は、増幅器(1) 18、増幅器(2) 19に接続されており、他は第1実施例と同様に構成されている。

【0043】以上のように構成することにより、被検体1の表面が常に前記コリメータ(1) 7とコリメータ(2) 8の光軸の交点となるため、光検出器(1) 5、光検出器(2) 6は、常に被検体表面と照射したビーム光光軸との交点より出射した光を検出することができる。このため、散乱成分を精度良く抑制でき、分解能のよい良好な断層像を得ることができる。また、被検体1と透明部材53とを接触させ、機械的に被検体との検出器との距離を一定にするようにしているので、特殊な電気回路や駆動装置等を設けることなく容易にかつ安価に前記効果を実現できる。

【0044】図6は本発明の第5実施例に係る光断層イメージング装置の構成を示す構成説明図である。

【0045】本出願人は先に出願した特願平2-259914号において、光を用いて体腔内臓器内部の断層像を求める装置を提案している。第5実施例は、第2実施例に示した反射光を利用した空間差分方法を、体腔内臓器に挿入可能な細径のファイバ束により構成された内視鏡に適用した例である。

【0046】図6に示すように、光断層イメージング装置は、体腔内臓器55に挿入する細長の挿入部56を備えた内視鏡57と、パルス光を照射し、その反射光より光断層像を求める解析装置58とにより構成される。なお、第2実施例と同様の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0047】挿入部56は、照射パルス光を体腔内臓器55に照射し、その反射光を検出するため、一方の先端側が同心二層構造であり他方の解析装置側でそれぞれの層が二本のファイバ束に分かれているY字状のライトガイド59と、前記照射パルス光を挿入部の先端部56aの円周方向に回転照射するため、回転可能なように円盤状の歯車60に固着されたプリズム61とを備えている。前記歯車60は、モータ62より延出された回転軸先端に連設された歯車63と噛合しており、モータ62が回転することによってプリズム61が回転し、先端部56aの円周方向に照射パルス光が走査されるようになっている。モータ62にはエンコーダ64が連設されており、エンコーダ64に接続された制御装置65にモータ62の回転量や回転位置の値が入力されるようになっている。

【0048】前記ライトガイド59とプリズム61との間には、前記体腔内臓器55に照射されてその表面および内部を反射してきた光を検出するため焦点距離の可変なフォーカシングレンズ66と、前記反射光の検出される立体角を制限するコリメータ67とが配設されている。フォーカシングレンズ66は、前記体腔内臓器55と光出射面68との距離に対応して、フォーカシングレ

ンズ66の焦点位置を移動させるラックアンドピニオン機構69上に配置されており、このラックアンドピニオン機構69にはモータ70より延出された回転軸が接続されている。すなわち、モータ70が回転することによってフォーカシングレンズ66が変位し、焦点距離が変化するようになっている。モータ70にはエンコーダ71が連設されており、このエンコーダ71は前記と同様に制御装置65に接続され、モータ70の回転量や回転位置の値が入力されるようになっている。

【0049】また、解析装置58には、ストリークカメラ38より得られたパルス波形より前記光出射面68と体腔内臓器55との距離を測定する制御装置65と、前記制御装置65からの駆動信号によりモータ62、70を駆動し、プリズム61およびフォーカシングレンズ66を変位させる駆動装置72、73とが設けられている。

【0050】さらに、図示しないが、本装置には内視鏡像の観察のための光源、ライトガイド、対物レンズ、イメージガイド、接眼レンズが設けられている。

【0051】次に、本実施例の作用について説明する。パルスレーザ31より出射したパルス光は同心二層構造のライトガイド59の中心部側のファイバ束59aに導光され、図中実線に示すように体腔内臓器55に照射される。この照射されたパルス光は臓器組織による散乱により空間的に大きく広がってしまう。ここで、このパルス光の反射光をフォーカシングレンズ66とコリメータ67を通じて、同心二層構造のライトガイド59で受光することにより、臓器内部を散乱反射してきた光のうち、図中実線に示すように光軸上を反射してきた光は中心側のファイバ束59aで、図中破線に示すように光軸外の光は外周側のファイバ束59bで検出される。これらの検出された反射光を解析装置58に導光し、それぞれのパルス光の時間分解波形を測定する。なお、このとき、中心側ファイバ束59aで検出できる立体角と周辺側ファイバ束59bで検出できる立体角は同一に設定してある。

【0052】そして、制御装置65により反射パルス光の立ち上がり部分の時間遅れを測定し、これより、光出射面68と体腔内臓器55との距離を計算する。この検出された距離に対応して、フォーカシングレンズ66の焦点位置が体腔内臓器表面となるように駆動装置73によって変位させることで、常に体腔内臓器表面と照射パルス光光軸との交点からの光が検出される。

【0053】また、駆動装置72によってモータ62を駆動し、プリズム61を回転させることで、パルス光を挿入部56の周方向に走査させる。この走査して得られた各方向における反射パルス光の時間分解波形を基にコンピュータ42で断層像を再構築し、表示装置43に表示する。

【0054】このように、フォーカシングレンズ66の

焦点位置が体腔内臓器表面となるように制御し、体腔内臓器表面と照射パルス光光軸との交点からの光を検出することによって、第2実施例と同様に光散乱の影響を精度良く取り除くことができ、分解能の高い光断層像を得ることができる。また、本実施例によれば、生体体腔内よりアプローチできるので適用範囲を脳、心臓、胃、腸など広い範囲に広げることができる。

【0055】図7は本発明の第6実施例に係る光断層イメージング装置の構成を示す構成説明図である。

【0056】第6実施例は、第2実施例のパルス光の代わりに変調光を用い、その変調光の位相差信号を差分することで光散乱成分を抑制する装置の例である。

【0057】図7に示すように、光断層イメージング装置は、近赤外領域の連続光を発生する光源81と、前記光源81からの光の強度を時間的に変化させるための光変調器82と、前記光変調器82において極めて高い周期、例えば1Gヘルツの周期で変調するための基準信号を発生する発振器83とを備えている。前記光変調器82より出射された変調光は、第1実施例と同様に、ハーフミラー13で反射されて被検体1に照射される。この被検体1からの反射光を検出するため、前記変調周期より十分早い時間で応答する光検出器(1)84及び(2)85が設けられ、これらの検出器の前方にはコリメータ(1)7、コリメータ(2)8が配置されている。

【0058】前記光検出器(1)84、(2)85は、前記発振器83と同期して検出された光の位相を検波する位相検波装置(1)86及び位相検波装置(2)87にそれぞれ接続されている。これらの位相検波装置

(1)86、(2)87は、位相検波された出力信号を演算処理することで散乱成分を抑制する信号処理装置88に接続されており、信号処理装置88の出力を基にコンピュータ42で断層像が再構築され、表示装置43に表示されるようになっている。

【0059】ここでは、図示しないが、前述した実施例と同様に、被検体1と光検出器(1)84、(2)85との距離が一定となるように検出器の位置を制御する位置制御手段が設けられている。

【0060】なお、第1実施例に示した装置のように、被検体を透過した光を検出する構成としても良い。

【0061】まず、発振器83により1Gヘルツ程度の基準信号を発生させる。この基準信号により光変調器82を駆動すると、光源81により出射した連続光束光はおおよそ1Gヘルツで強度変調される。この変調光を被検体1に照射すると、光散乱のため反射光および透過光の位相がずれる。この位相のずれた光を前述した実施例と同様に配置された光検出器(1)84、(2)85で検出し、それぞれの位相遅れを位相検波装置(1)86、(2)87で位相検波して検出する。

【0062】ここで、位相検波装置で検出された位相遅

れが例えば10度であればその間に進む光の距離は18.75mmである。つまり、変調光の位相を検出することでも前記パルス光を用いた実施例と同様の効果が得られる。そして、それぞれの位相検波装置(1)86、(2)87で得られた位相を信号処理装置88で演算処理することで散乱成分が抑制され、照射光軸に対応した位相のみが測定される。これを基にコンピュータ42で断層像が再構築される。

【0063】このように、変調光を用いた場合においても、パルス光を用いた場合と同様に散乱成分を精度良く抑制できる。

【0064】図8は本発明の第7実施例に係る光断層イメージング装置の構成を示す構成説明図である。

【0065】従来、ヘモグロビン、ミオグロビン、チトクロームなどの酸素飽和度を測定する場合、2~4種類の波長の近赤外光の吸光度を求め、それぞれの吸光度に対する連立方程式を解くことで計算している。第7実施例は2つの波長のパルス光を用いて、前記ヘモグロビンなどの測定に適した光断層イメージング装置の例である。

【0066】図8に示すように、光断層イメージング装置は、光源として、ピコ秒オーダーのパルス光を発生するパルスレーザ91と、前記パルス光(波長 λ_0)を励起光として前記励起光と異なる波長のパルス光を発生する色素レーザ(1)92(波長 λ_1)及び色素レーザ(2)93(波長 λ_2)とを備えている。また、パルスレーザ91の前方には、波長 λ_0 のパルス光を2分するハーフミラー94が配置されており、色素レーザ(2)93の前方には、 λ_1 および λ_2 のパルス光を時間的にも空間的にも一致するように重ねるダイクロイックミラー95が配置されている。なお、図中の符号96はアルミなどが蒸着された全反射ミラーである。前記それぞれの波長のパルス光は、光軸および時間的立ち上がりを一一致させて被検体1に照射されるようになっている。

【0067】前記照射されるパルス光と被検体1を挟んで対向した位置に、パルス光の透過光のある受光角で検出するレンズとピンホールからなるコリメータ97と、透過光を再び波長 λ_1 と λ_2 に分けるダイクロイックミラー98とが配置されている。そして、前記分割されたそれぞれの透過光を検出し、光軸上の光と光軸外の光とを分けるように一端が同心二層構造であり他端は各層で2本のファイバ束に分割されているY字状のライトガイド(1)99及びライトガイド(2)100が入射光軸が直交するように配置されている。ここで、検出したパルス光が時間的にずれないように前記ライトガイド(1)99とライトガイド(2)100のファイバ長は等しくしてある。

【0068】また、検出されたそれぞれのパルス光の時間分解波形を測定するストリークカメラ38等は、第2実施例と同様に構成されており、同一符号を付して説明

を省略する。

【0069】この実施例では、まず、パルスレーザ91により波長 λ_0 のパルス光を発生させる。このパルス光をハーフミラー94により2分し、一方は色素レーザ

(1)92に、もう一方は色素レーザ(2)93に照射し、前記波長 λ_0 と異なる近赤外の波長のパルス光 λ_1 および λ_2 を励起する。そして、前記 λ_1 および λ_2 のパルス光を時間的にも空間的にも一致するようにダイクロイックミラー95で重ね、このパルス光を被検体1に照射すると、組織などによる光散乱のため前記パルス光は空間的にも時間的にも広がる。この広がった光を照射パルス光の透過側に配置されたコリメータ97で検出し、ダイクロイックミラー98で再度 λ_1 および λ_2 の波長に分離する。さらに、それぞれ波長の光に対し、直進成分と散乱成分を含む光軸上の光と散乱成分のみの光軸外の光とを分離して検出するように、同心二層構造のライトガイド(1)99およびライトガイド(2)100で受光し、この光をストリークカメラ38に導く。ストリークカメラ38には同時に4つの光パルス時間分解波形が得られ、それぞれの波形を処理装置41で演算処理することで、散乱成分が抑制され、局所におけるヘモグロビン等の酸素飽和度の情報が得られる。

【0070】このように、2つの波長のパルス光を用いることにより、局所におけるヘモグロビン等の酸素飽和度を求めることができる。また、前述した実施例のように、コリメータ97等を被検体1との距離に応じて変位させる位置制御手段を設けることにより、散乱成分を精度良く抑制することができる。

【0071】なお、コリメータ、ライトガイド等の検出器は被検体1からの反射光を検出するように反対側に配置しても良い。

【0072】ところで、生体組織の屈折率は空気中($n=1.0$)と比べ、約 $n=1.4$ と大きい値を示す。このため、光を使って空気中にある生体組織のような被検体の断層像を再構成する場合、空気と被検体の境界で光の屈折および反射が起こり、断層像境界面で大きな偽像が発生する問題があった。このような偽像の発生を解決するため、本出願人は特願平3-60801号において、被検体の周囲に被検体の屈折率とほぼ等しい緩衝液などの光伝達部材を設けるようにし、光透過時の屈折を減少させることができる装置を提案している。以下に、前記屈折率の変化による偽像を減少させる手段を前述した光断層イメージング装置に適用した例を示す。

【0073】図9及び図10は腸や血管などの管腔臓器の診断に適した装置の例である。図9は光イメージング走査を行う挿入部先端部の構成を示している。

【0074】挿入部先端部111の先端側には、光透過性の高い透明な弾性部材よりなるドーナツ状の弾性膜112が設けられており、弾性膜112で囲まれた内部には管腔臓器113と等しい屈折率の透明な液体よりなる

緩衝液114が増減可能なように満たされている。そして、測定時には前記緩衝液114を増加して弾性膜112を膨らませ、管腔臓器113と密着することにより、光出射面115と管腔臓器表面116との間を管腔臓器113と等しい屈折率にするようになっている。このように構成することで、臓器表面による光の屈折が減少し、偽像の発生が減少するため、良好な断層画像を得ることができる。なお、光出射面115は光軸に対し、垂直となるように設定されており、光の反射を防ぐため反射防止膜が塗布されている。

【0075】次に、図10を参照して本例の詳細について説明する。図10は前記挿入部先端部111の内部の構成を示す断面図である。

【0076】挿入部先端部111内は、図6に示した第5実施例と同様に構成されており、同一符号を付して説明を省略する。なお、挿入部先端部111の先端側は光が透過可能なように透明部材117で覆われている。

【0077】前述したように、透明部材117の外側には弾性膜112が設けられており、この弾性膜112は、先端部は押さえ板119によって後端部は糸120により挿入部先端部111に固定されている。また、弾性膜112内に緩衝液114を送るためのチューブ121が挿入部内を挿通しており、先端側は弾性膜112内に開口している。チューブ121の後端側には水槽122が設けられており、緩衝液114が満たされている。水槽122にはポンプ123が接続されており、ポンプ123を動作させることにより弾性膜112内の緩衝液114が増減するようになっている。

【0078】管腔臓器に挿入する際には、挿入し易いように弾性膜112内部の緩衝液114はポンプ123により吸引され、光出射面115と弾性膜112とが密着し細径となる。測定の際には、水槽122内の緩衝液114をポンプ123によりチューブ121を通じて弾性膜112内に送液し、弾性膜112が管腔臓器113と密着するまで緩衝液114を弾性膜112と光出射面115との間に満たす。このように、管腔臓器表面116と弾性膜112との間に隙間がない、すなわち、光出射面115と管腔臓器表面116との間で屈折率の変化が少ない状態で光を照射すると、管腔臓器内を反射散乱した光が屈折率の影響を受けずに進行する。このため、精度良く光軸上の光および光軸外の光を検出することができる。

【0079】また、本出願人は特願平2-259916号において、体腔内臓器の光断層像を測定するのに適した装置を提案している。図11に前述した屈折率の変化による偽像を減少させる手段を管状でない臓器、例えば胃や心室内などに適した光断層イメージング装置に適用した例を示す。

【0080】本例の光断層イメージング装置は、体腔内臓器に挿入する細長の挿入部131と、この挿入部13

1 が接続され、検出された反射光より光断層像を再構築する解析装置 1 3 2 と、断層像を再構築するのに必要なデータを測定するため挿入部 1 3 1 の先端部 1 3 3 を走査する走査駆動装置 1 3 4 と、内視鏡観察のための光源装置 1 3 5 と、前記解析装置 1 3 2 に接続され、光断層像を表示する表示装置 1 3 6 とを備えている。

【0081】前記挿入部 1 3 1 は、体腔内臓器に挿入可能のように細長で可撓性を有し、その先端部 1 3 3 を覆うように弾性膜 1 3 7 が設けられており、弾性膜 1 3 7 内部には臓器と等しい屈折率の緩衝液 1 1 4 が満たされるようになっている。また、先端部 1 3 3 には、通常の内視鏡観察のための観察窓 1 3 9、照明窓 1 4 0、光断層像を測定するための測定窓 1 4 1、前記緩衝液 1 1 4 を噴出、吸引するチャンネル 1 4 2 が設けられている。前記チャンネル 1 4 2 は挿入部 1 3 1 内を挿通されたチューブ 1 4 3 と連通している。チューブ 1 4 3 の他端は、緩衝液 1 1 4 が満たされた水槽 1 4 4 と、ポンプ 1 4 5 とにより構成された緩衝液増減装置 1 4 6 に接続されている。

【0082】前記照明窓 1 4 0 にはライトガイド 1 4 7 が接続され、このライトガイド 1 4 7 は挿入部 1 3 1 内を挿通して光源装置 1 3 5 に接続される。この光源装置 1 3 5 は、照明光を出射するランプ 1 4 8 と、この照明光をライトガイド 1 4 7 に導光するレンズ 1 4 9 とを備えている。また、前記観察窓 1 3 9 には図示しない対物レンズが設けられ、この対物レンズの結像位置に、イメージガイド 1 5 0 の前端面が配置されている。イメージガイド 1 5 0 は、挿入部 1 3 1 内を挿通して内部に接眼レンズ 1 5 1 を備えた接眼部 1 5 2 に接続される。

【0083】前記測定窓 1 4 1 には送光用ファイバ 1 5 3 と受光用ファイバ 1 5 4 の一端が接続され、送光用ファイバ 1 5 3 の他端はレンズ 1 5 5 を介してパルス光を発生するピコ秒レーザ 1 5 6 に、受光用ファイバ 1 5 4 の他端はレンズ 1 5 7 を介して光を時間分解で測定するストリークカメラ 1 5 8 にそれぞれ接続されている。ストリークカメラ 1 5 8 は処理装置 1 5 9 に接続されており、ストリークカメラ 1 5 8 により得られた時間分解波形は、処理装置 1 5 9 で演算処理され断層像が再構築される。また、断層像を再構築する際の走査を制御する制御装置 1 6 0 が設けられており、前記ピコ秒レーザ 1 5 6、処理装置 1 5 9、走査駆動装置 1 3 4 を制御して断層像を再構築するのに必要なデータを測定するようになっている。

【0084】前述した図 1 0 の例と同様に、緩衝液 1 1 4 を弾性膜 1 3 7 内に満たすことで光の屈折を防ぐようにしている。体腔内臓器に挿入する際には、挿入し易いように弾性膜 1 3 7 内部の緩衝液 1 1 4 は吸引され、弾性膜 1 3 7 が先端部 1 3 3 に密着し細径となっている。一方、測定の際には、ポンプ 1 4 5 により水槽 1 4 4 内の緩衝液 1 1 4 をチューブ 1 4 3、チャンネル 1 4 2 を

通じて弾性膜 1 3 7 内に流出し、弾性膜 1 3 7 が測定部位 1 6 1 に密着するまで満たす。そして、測定部位 1 6 1 と弾性膜 1 3 7 との間に隙間がない、すなわち、測定窓 1 4 1 と測定部位 1 6 1 との間で屈折率の変化が少ない状態で光を照射および走査すると、測定部位内を反射散乱された光が屈折率の影響を受けずに進行する。このため、精度良く光軸上の光および光軸外の光を検出することができる。

【0085】図 1 2 に光断層像を得るための光ファイバ 1 6 2 のみを弾性膜で覆った装置の例を示す。この例では、挿入部 1 3 1 に光断層像を得るための光ファイバ 1 6 2 を挿入するチャンネル 1 6 3 が設けられている。また、前記図 1 1 に示した例と同様に、観察窓 1 3 9 及び照明窓 1 4 0 が設けられている。前記チャンネル 1 6 3 内には、一方が先端部 1 3 3 より突出し、他方が水槽 1 4 4 と接続されたシース 1 6 4 と、前記シース 1 6 4 内を挿通したパルス光の送受光を行なう光ファイバ 1 6 2 とが配置されている。また、前記シース 1 6 4 の先端部 1 3 3 より突出した部分には、弾性膜 1 6 5 が光ファイバ 1 6 2 を覆うように設けられ、その内部には緩衝液 1 1 4 が満たされている。

【0086】この例によれば、観察窓 1 3 9 が弾性膜 1 6 5 で囲まれていないので、内視鏡像の観察が容易であるとともに、シース 1 6 4 を抜去することで通常の内視鏡としても使用可能である。

【0087】また、図 1 3 に弾性膜を有さない装置の例を示す。図に示すように、この例は、弾性膜 1 3 7 を有しない他は図 1 1 の例と同様に構成されている。

【0088】測定部位 1 6 1 が窪んだ部位である場合は、本例のように直接緩衝液 1 1 4 を測定部位 1 6 1 の周囲に満たし、緩衝液 1 1 4 内に先端面が位置するように挿入部先端部 1 3 3 を配置して、前記と同様に光断層像を測定する。

【0089】本例によれば、体腔内臓器に直接緩衝液が満たされているので、測定部位と光照射面との間に光の屈折を起こす空気が入る恐れがなく、より精度の高い測定が可能である。

【0090】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、被検体と検出器との距離に依らずに、被検体表面と照射したビーム光光軸との交点より出射した光を検出でき、これにより、散乱光成分を精度良く抑制することができ、分解能のよい良好な断層像を容易に得ることが可能となる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 実施例に係る光断層イメージング装置の構成を示す構成説明図

【図 2】図 2 及び図 3 は本発明の第 2 実施例に係り、図 2 は光断層イメージング装置の構成を示す構成説明図

【図 3】検出器で検出されたそれぞれの反射光成分を示

す波形図

【図4】本発明の第3実施例に係る光断層イメージング装置の主要部の構成を示す構成説明図

【図5】本発明の第4実施例に係る光断層イメージング装置の主要部の構成を示す構成説明図

【図6】本発明の第5実施例に係る光断層イメージング装置の構成を示す構成説明図

【図7】本発明の第6実施例に係る光断層イメージング装置の構成を示す構成説明図

【図8】本発明の第7実施例に係る光断層イメージング装置の構成を示す構成説明図

【図9】管腔臓器の診断に適した光イメージング走査手段の例を示す構成説明図

【図10】図9の光イメージング走査手段の詳細な構成を示す断面説明図

【図11】管状でない臓器の診断に適した屈折率の変化による影響を減少させる手段を有する光断層イメージング装置の例を示す構成説明図

【図12】屈折率の変化による影響を減少させる手段と

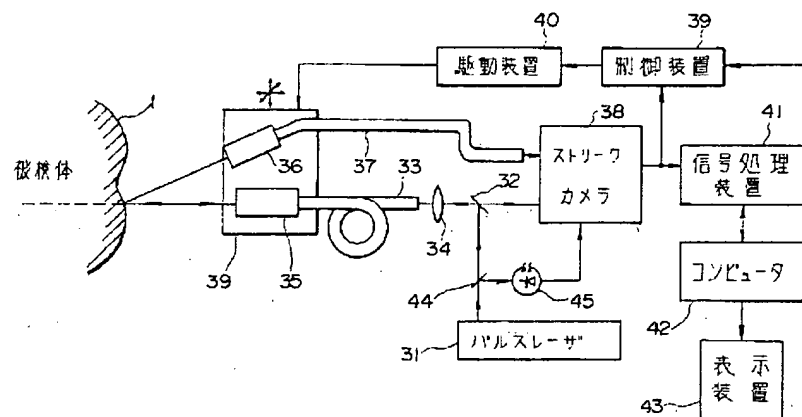
して光断層像を得るための光ファイバのみを弾性膜で覆った装置の例を示す構成説明図

【図13】弾性膜を有さない屈折率の変化による影響を減少させる手段を備えた装置の例を示す構成説明図

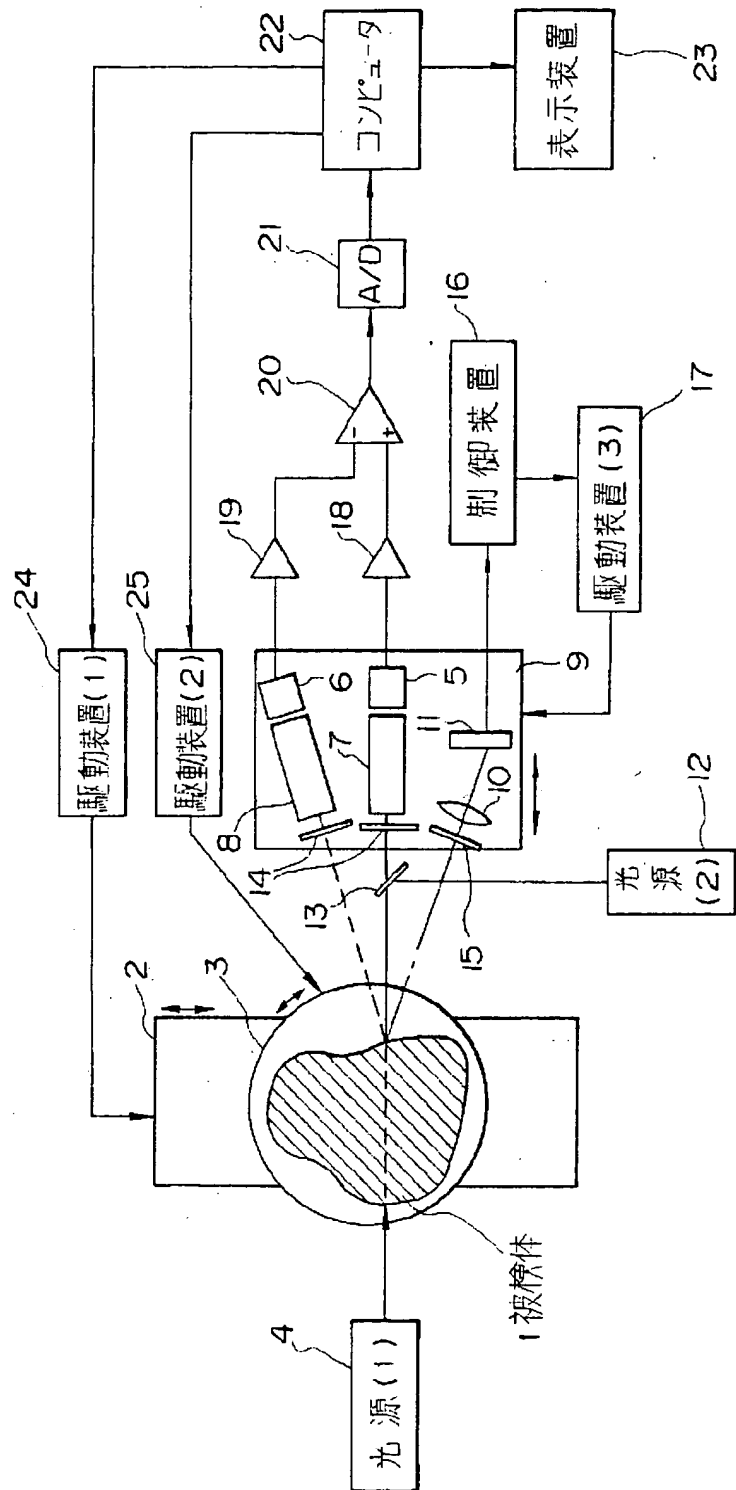
【符号の説明】

- 1…被検体
- 4…光源
- 5, 6…光検出器
- 7, 8…コリメータ
- 9…検出器用Xステージ
- 11…ラインセンサ
- 12…測距用光源
- 16…制御装置
- 17…駆動装置
- 18, 19…増幅器
- 20…差分増幅器
- 22…コンピュータ
- 23…表示装置

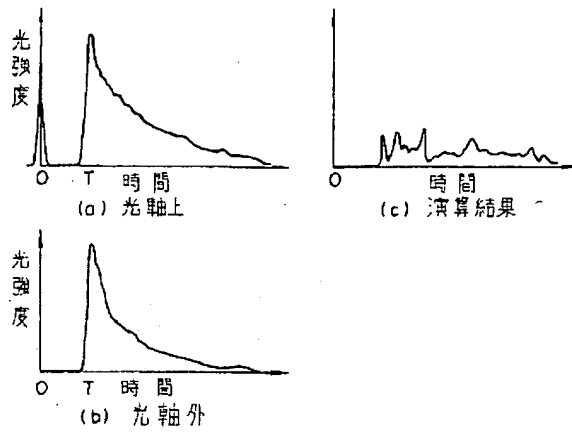
【図2】



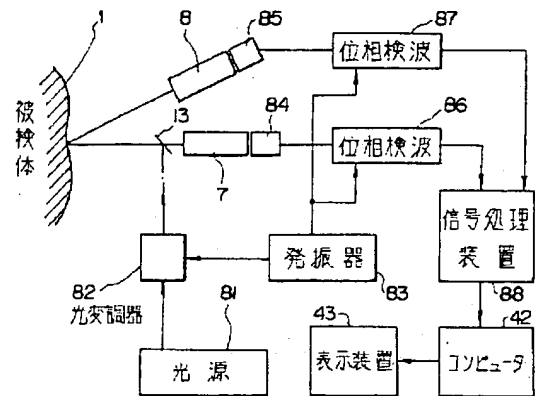
【図1】



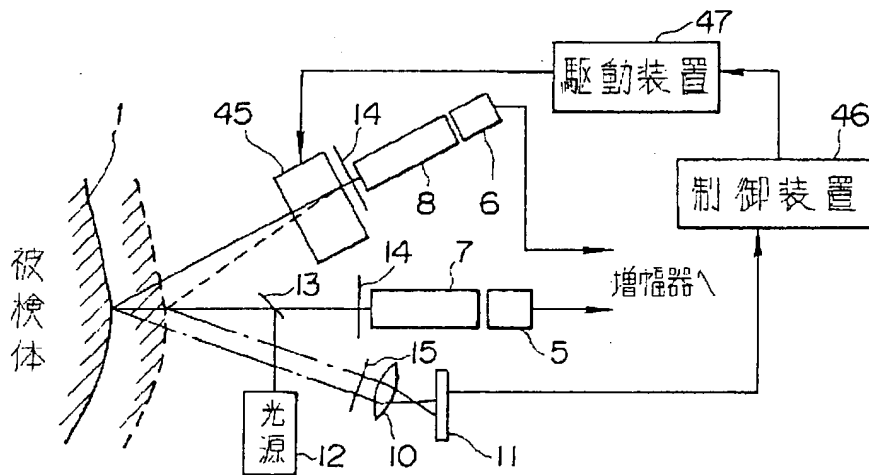
【図3】



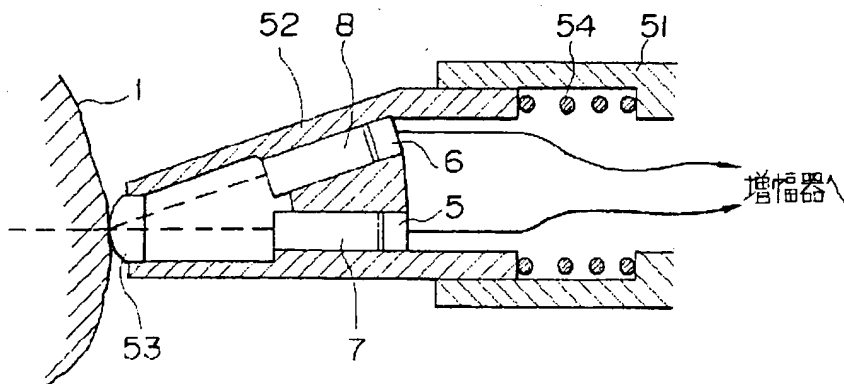
【図7】



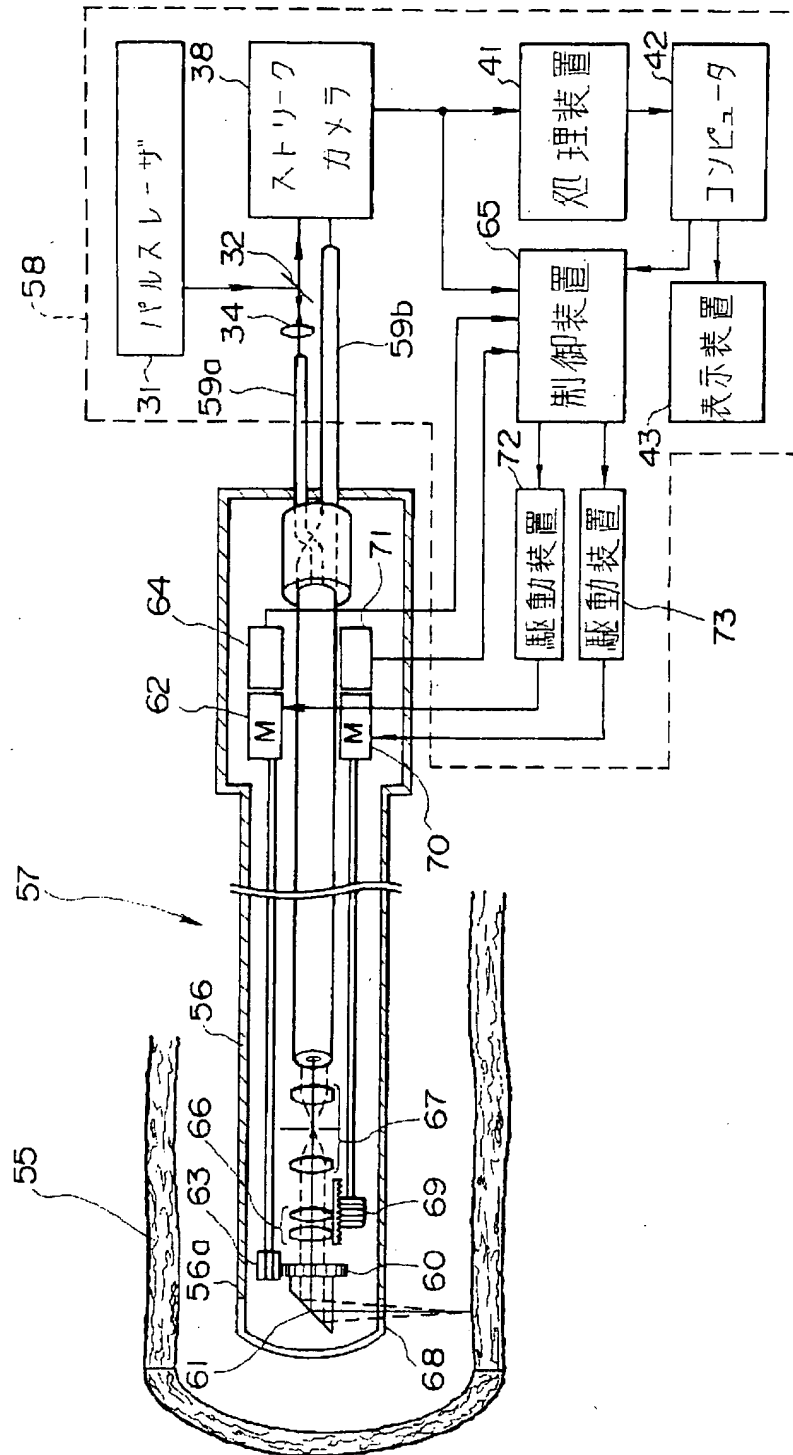
【図4】



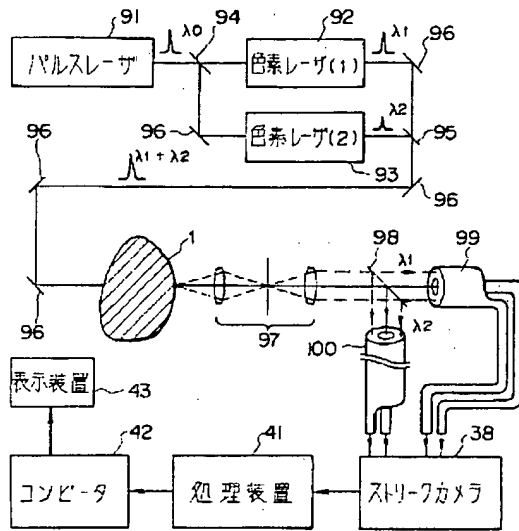
【図5】



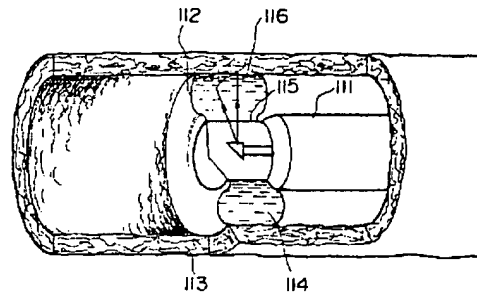
【図6】



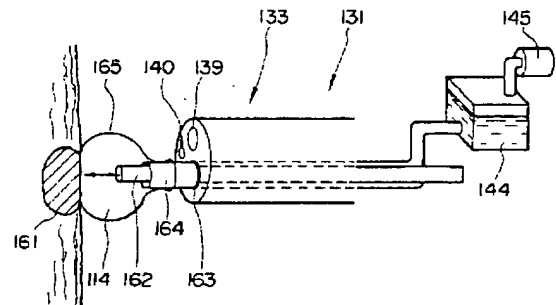
【図 8】



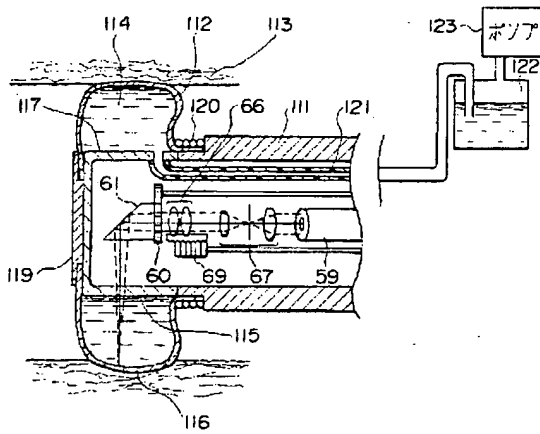
【図 9】



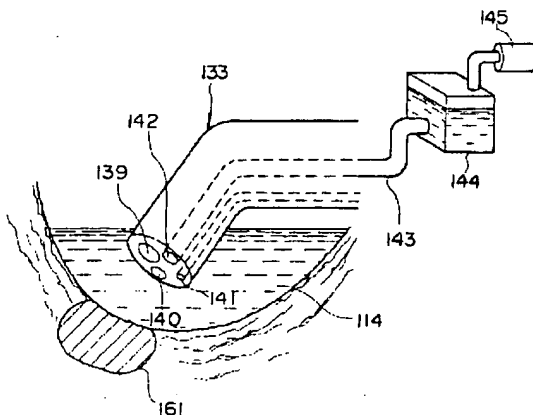
【図 12】



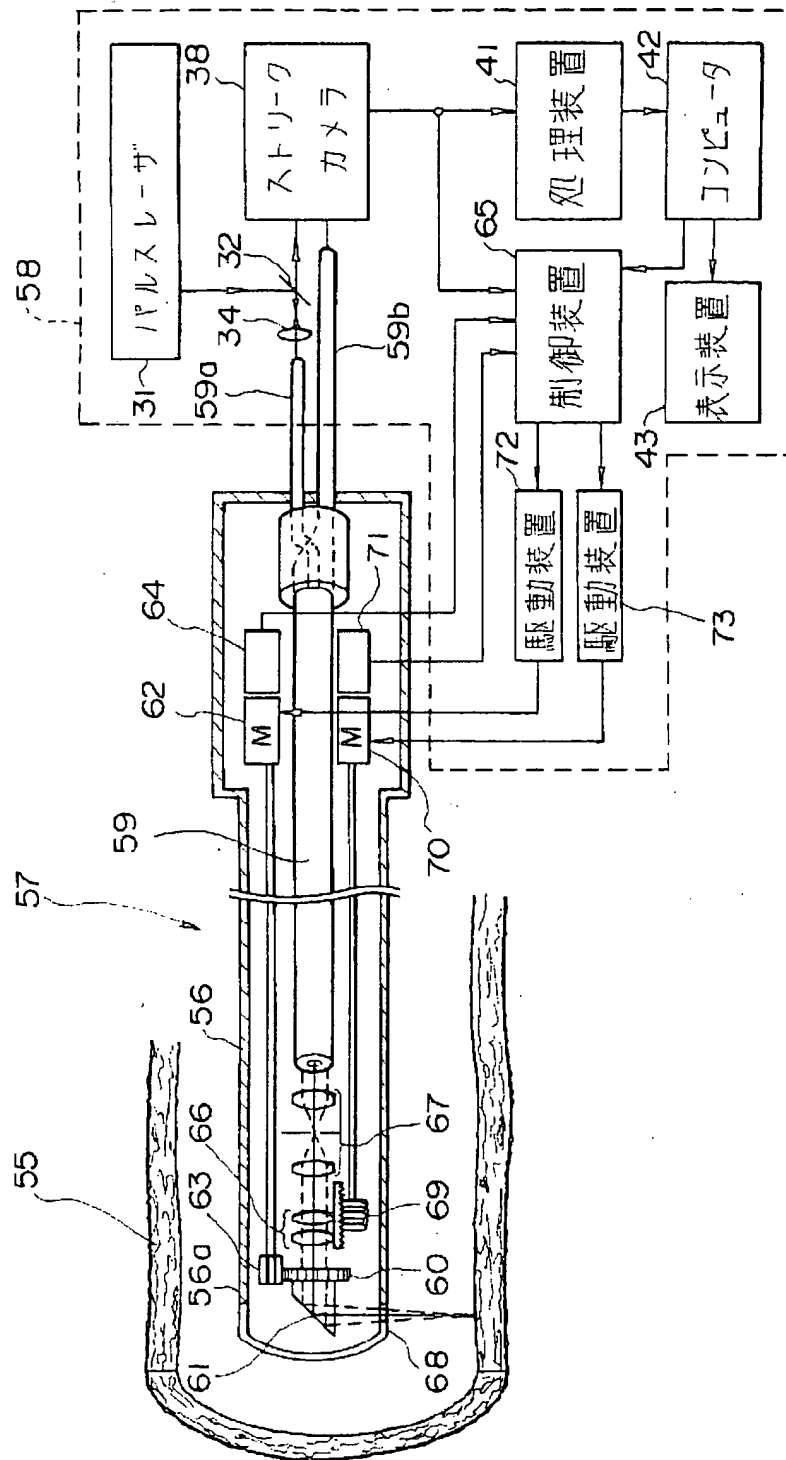
【図 10】



【図 13】



【図 6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁴
G06F 15/62

識別記号 庁内整理番号
390 B 9287-5L

F I

技術表示箇所

Date: November 9, 2000

Declaration

I, Megumi Odawara, a translator of Fukuyama Sangyo Honyaku Center, Ltd., of 16-3, 2-chome, Nogami-cho, Fukuyama, Japan, do solemnly and sincerely declare that I understand well both the Japanese and English languages and that the attached document in English is a full and faithful translation, of the copy of Japanese Unexamined Patent No. Hei-5-130995 laid open on May 28, 1993.

M. Odawara

Megumi Odawara

Fukuyama Sangyo Honyaku Center, Ltd.

Optical Tomographic Imaging Device Using Spatial Difference
Japanese Unexamined Patent No. Hei-5-130995

Laid-open on: May 28, 1993

Application No. Hei-3-299020

Filed on: November 14, 1991

Inventor: Mamoru KANEKO

Applicant: Olympus Optical Co., Ltd.

Patent Attorney: Susumu ITO

SPECIFICATION

[TITLE OF THE INVENTION] Optical Tomographic Imaging Device
Using Spatial Differences

[ABSTRACT]

[Object] To always obtain an excellent tomographic image with excellent resolution by detecting light emitted from the intersection of the surface of an object to be examined and the beam's optical axis and suppressing scattered light components with excellent accuracy.

[Composition] A light beam is irradiated onto an object 1 to be examined from light source 4, and light transmitted through the object 1 to be examined are detected by photodetector (1) 5 disposed on the optical axis of this beam and photodetector

(2) disposed on an axis at a predetermined angle from the optical axis of the beam. At this time, the distances between the photodetectors 5 and 6 and the object 1 to be examined are measured by rangefinding light source 12, line sensor 11, and control unit 16, and based on the distances, X stage 9 is moved by drive unit 17 to displace the photodetectors 5 and 6, whereby the light from the intersection of the optical axis and the surface of the object to be examined is always detected by the photodetectors. Then, a tomographic image of the object to be examined is reconstructed by differential amplifier 20 and computer 22 and displayed on the display unit 23.

[WHAT IS CLAIMED IS;]

[Claim 1] An optical tomographic imaging device using a spatial difference, comprising:

a light source for generating a light beam which is irradiated onto an object to be examined;

a first photodetector which is disposed on the optical axis of the light beam to detect light transmitted through the object to be examined or light reflected from the inside of the object to be examined;

a second photodetector which is disposed on an axis at a predetermined angle from the optical axis of the light beam to detect light transmitted through the object to be examined

or light reflected from the inside of the object to be examined;
a rangefinding means for measuring distances between the first
and second photodetectors and the object to be examined;
a position control means which displaces the second
photodetector based on the distances detected by the
rangefinding means so that the second photodetector detects
light from the intersection of the optical axis and the surface
of the object to be examined; and
a tomographic image generation means which operates an output
of the first photodetector and an output of the second
photodetector, and generates tomographic image information of
the object to be examined based on the result of operation.

[DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION]

[0001]

[Field of the Invention] The present invention relates to an
optical tomographic imaging device which is suitable for
imaging information about tissue and organs inside a living
body by using light.

[0002]

[Prior Arts] Light within a range from red to near infrared
light has properties, that is, high permeability into living
body tissue, high absorbability into substances such as
hemoglobin, myoglobin, and cytochrome oxidizing enzymes which

govern oxygen metabolism inside a living body, and changeability in the absorption spectrum corresponding to the bonded condition between the substances and oxygen. By using such properties, a device for calculating oxygen metabolism inside a living body is disclosed in US Patent No. 4223680.

[0003] Recently, a method effective for the measurement of metabolic distribution of the organs inside a living body and the diagnosis of cancers has been proposed, in which oxygen metabolism information inside a living body is shown as a tomographic image or fluoroscopic image. For example, in Japanese Unexamined Patent Publication No. Hei-60-72542, a device effective for diagnosis of organic disorder such as interruption in the circulation is disclosed, in which an algorithm similar to the X-ray CT is used to obtain a 2D tomographic image of oxygen concentration in hemoglobin, myoglobin, and cytochrome oxidizing enzymes inside a living body. Furthermore, in Japanese Patent Publication No. Hei-2-50733, a device for the diagnosis of breast cancer which appears in the breast of a woman by means of near infrared spectrum is disclosed.

[0004] In a case where an external measurement is made by using light and the inside of a living body is shown as a 2D distribution image or local information in order to obtain

information on tissue inside the living body, the irradiated light is greatly scattered by the skin and internal tissue of the living body and spreads over a wide range, resulting in great deterioration in spatial resolution. Therefore, the present applicant has proposed a method of suppressing light scattering in order to obtain a tomographic image with high spatial resolution in Japanese Patent Applications No. Hei-2-81552 and No. Hei-2-119468.

[0005] A device to be used for this method is comprised of a first photodetector which is disposed above the extension of the optical axis of a light beam irradiated onto an object to be examined at the transmission side of the object to be examined to detect light on the optical axis of the light beam; a second photodetector which is disposed at a predetermined angle from the optical axis to detect light scattered at a certain angle with respect to the optical axis at the intersection of the surface of the photodetector side of the object to be examined and the optical axis, and a means for suppressing the scattered components by differentiating the optical outputs of the photodetectors. That is, since the first photodetector detects rectilinear components which have advanced straight to the object to be examined and have been slightly transmitted through the object and scattered

components which have been scattered inside the object to be examined, and the second photodetector detects scattered components that passed through the same optical path as that of the abovementioned scattered components, the scattered components are eliminated by deducting the components detected by the two photodetectors, whereby only the rectilinear components can be detected.

[0006]

[Themes to be Solved by the Invention] However, in the prior-art device, if the distances between the surface at the detection side of an object to be examined and photodetectors change, the light that exited from the intersection of the surface at the detection side of the object to be examined and the light beam's optical axis cannot be detected by the second photodetector. Therefore, the scattered components detected by the first photodetector and the scattered components detected by the second photodetector do not coincide with each other, and an error occurs between them, so that an obtained tomographic image deteriorates.

[0007] The present invention is made in view of the above circumstances, and the object thereof is to provide an optical tomographic imaging device by which light that exited from the intersection of the surface of an object to be examined and

the optical axis of an irradiated light beam is detected regardless of the distances between the object to be examined and the photodetectors, whereby scattered light components can be suppressed with excellent accuracy, and a tomographic image with excellent resolution can be easily obtained.

[0008]

[Means for Solving Themes] The optical tomographic imaging device of the invention comprises: a light source for generating a light beam which is irradiated onto an object to be examined; a first photodetector which is disposed on the optical axis of the light beam to detect light transmitted through the object to be examined or light reflected from the inside of the object to be examined; a second photodetector which is disposed on an axis at a predetermined angle from the optical axis of the light beam to detect light transmitted through the object to be examined or light reflected from the inside of the object to be examined; a rangefinding means for measuring the distances between the first and second photodetectors and the object to be examined; a position control means for displacing the second photodetector based on the distances detected by the rangefinding means so that the second photodetector detects the light from the intersection of the optical axis and the surface of the object

to be examined; and a tomographic image generation means which operates the output of the first photodetector and the output of the second photodetector, and generates tomographic image information of the object to be examined based on the results of operation.

[0009]

[Action] A light beam is irradiated onto an object to be examined by a light source, and light transmitted through the object to be examined or light reflected from the inside of the object to be examined is detected by the first photodetector disposed on the optical axis of the beam and the second photodetector disposed on an axis at a predetermined angle from the optical axis of the beam. At this time, the distances between the first and second photodetectors and the object to be examined are measured by the rangefinding means, and the second photodetector is displaced by the position control means based on the measured distances so that the light from the intersection of the optical axis and the surface of the object to be examined is detected by the respective photodetectors. Then, the output of the first photodetector and the output of the second photodetector are operated by the tomographic image generation means, and tomographic image information of the object to be examined is generated based on the results of

operation.

[0010]

[Preferred Embodiments] Hereinafter, the embodiments of the invention shall be described with reference to the drawings. Fig. 1 is a construction explanatory view showing the construction of the optical tomographic imaging device relating to the first embodiment of the invention.

[0011] The first embodiment shows an example in which an object 1 to be examined is placed on an object stage for examination comprised of X stage 2 and θ stage 3, a light beam is irradiated from the light source (1) 4 on the object to be examined, and a tomographic image is obtained from transmitted light.

[0012] The light source (1) 4 generates a wavelength with high optical permeability into the object 1 to be examined, for example, a light beam within the near infrared range in the case of living body tissue, and irradiates the light beam on the object 1 to be examined, and photodetector (1) 5 and photodetector (2) 6 which detect light transmitted through the object 1 to be examined are provided at positions opposite to the light source (1) 4.

[0013] Collimator (1) 7 and collimator (2) 8 which restrict the incident angle in order to eliminate extra light such as foreign light are provided immediately before the

photodetectors (1) 5 and (2) 6. These photodetectors (1) 5 and (2) 6 and collimators (1) 7 and (2) 8 are placed on X stage 9 for photodetectors which is movable in the direction of the optical axis of the light beam irradiated from the light source (1) 4. The photodetector (1) 5 is disposed on the optical axis of the light beam, and the photodetector (2) 6 is disposed on an axis at a predetermined angle from the optical axis of the light beam. Furthermore, on the X stage 9, lens 10 and line sensor 11 are provided, and these and rangefinding light source (2) 12 comprise a rangefinding means for measuring the distances between the photodetectors (1) 5 and (2) 6 and the transmission side of the object 1 to be examined. The symbol 13 shows a half mirror or diachronic mirror in order to match the optical axis of the light source (1) 4 and the optical axis of the light source (2) 12 with each other. At the front side of the collimators (1) 7 and (2) 8, optical filter (1) 14 is disposed to eliminate light of the rangefinding light source (2) 12, and optical filter (2) 15 is disposed at the front side of the lens 10 to eliminate light of the light source (1) 4. [0014] In addition, a position control means is provided which is comprised of control unit 16 for controlling the positions of the photodetectors (1) 5 and (2) 6 and drive unit (3) 17 for driving the X stage 9 including the photodetectors (1) 5

and (2) 6, wherein the distances between the object 1 to be examined and photodetectors (1) 5 and (2) 6 are detected by the control unit 16 from a signal obtained from the line sensor 11; drive signals are outputted to the drive unit (3) 17 in order to make the distances constant, and the positions of the photodetectors (1) 5 and (2) 6 are displaced by driving the X stage 9.

[0015] On the other hand, at the output sides of the photodetectors (1) 5 and (2) 6, amplifier (1) 18 and amplifier (2) 19, which weight the angle formed between the photodetectors and correct the sensitivity with respect to the outputs of the photodetectors, and differential amplifier 20, which suppress light scattered components and detects rectilinear components by taking the difference between the outputs of the amplifiers (1) 18 and (2) 19, are provided. The output end of this differential amplifier 20 is connected via A/D converter 21 to computer 22 which execute various processing for reconstructing an optical tomographic image, whereby an optical tomographic image is reconstructed from the rectilinear components obtained by the differential amplifier 20, and displayed on display unit 23.

[0016] Furthermore, drive unit (1) 24 and drive unit (2) 25 are provided to move and rotate the object 1 to be examined

in order to measure data necessary for reconstruction of the optical tomographic image, and are connected, respectively, to the X stage 2 and θ stage 3 for an object to be examined which are driven by the drive units.

[0017] Next, action of the present embodiment shall be described. First, if near infrared light generated by the light source (1) 4 is irradiated onto the object 1 to be examined which is living body tissue, the near infrared light is transmitted while spreading due to scattering. If such transmitted light which has spatially spread is detected by the photodetector (1) 5 correctly positioned on the optical axis and the photodetector (2) 6 disposed at a predetermined angle with respect to the intersection of the optical axis and the surface at the transmission side of the object 1 to be examined, rectilinear components which have advanced straight inside the object to be examined and scattered components which have scattered are detected by the photodetector (1) 5 on the optical axis, and on the other hand, only the scattered components are detected by the photodetector (2) 6.

[0018] Then, when the outputs of the photodetectors are weighted by the amplifiers (1) 18 and (2) 19 in accordance with the angles of detection and differentiated by the differential amplifier 20, the scattered components are canceled, whereby

only the rectilinear components in accordance with absorbency on the optical axis of the object to be examined are detected. Furthermore, the drive unit (1) 24 and drive unit (2) 25 are controlled by the computer 22 to move and rotate the object 1 to be examined, whereby the rectilinear components are detected from various directions of the object 1 to be examined, and by using an image reconstruction algorithm similar to the X-ray CT, a near infrared tomographic image of the object to be examined, that is, a living body can be obtained.

[0019] Since the shape of the object 1 to be examined is not circular in usual cases, when the object to be examined is moved and rotated, the distances between the object 1 to be examined and photodetectors (1) 5 and (2) 6 change. Therefore, the distances are made constant by the rangefinding means and position control means.

[0020] Light with a wavelength having low permeability into the object to be examined, for example, green light with the second high frequency of YAG light is employed as light to be generated from the rangefinding light source (2) 12, unlike the near infrared light generated from the light source (1) 4. This light is irradiated onto the object 1 to be examined from the photodetector side so as to match with the optical axis of the light source (1) 4 by the dichroic mirror 13. Then,

near infrared light from the light source (1) 4 is eliminated by the optical filter (2) 15, and the image of scattered green light on the surface of the object to be examined is formed on the line sensor 11 by image forming lens 10. The image forming lens 10 and line sensor 11 are disposed so that, with respect to the movement of green scattered light in the direction of the optical axis, the image of this scattered light moves on the line sensor 11, and therefore, when the scattered light moves in the direction of the optical axis, the position at which the image of the scattered light is formed on the line sensor 11 changes in accordance with this movement. Therefore, the drive unit (3) 17 is feedback-controlled by the control unit 16 so that the light distribution is detected by the line sensor 11, that is, the position becomes fixed to drive the X stage 9. Thereby, the distances of the photodetectors (1) 5 and (2) 6 and the object 1 to be examined are always maintained to be constant.

[0021] As mentioned above, according to the present embodiment, even in a case where the distances between the object to be examined and photodetectors change, by displacing the photodetectors in accordance with the change, the distances between the photodetectors and the object to be examined can be always maintained to be constant. Therefore, since light

that exited from the intersection of the surface of the object to be examined and the optical axis of the irradiated light beam can be always detected, scattered components can be suppressed with excellent accuracy, and a high quality tomographic image of the living body can be reconstructed.

[0022] In addition, as the rangefinding means, a device which makes measurements by using ultrasonic waves in place of light, that is, measures the distances from the time differences of reflected echo signals of ultrasonic waves can be used. Furthermore, when detecting rectilinear components from the object to be examined, the light source (1) 4 and light source (2) 12 can be caused to successively irradiate light. In this case, the optical filter (1) 14 and optical filter (2) 15 are not necessary.

[0023] Fig. 2 and Fig. 3 relate to the second embodiment of the invention, wherein Fig. 2 is a construction explanatory view showing the construction of the optical tomographic imaging device, and Fig. 3 is a waveform diagram showing the reflected light components detected by the photodetectors.

[0024] The second embodiment is an example of a device in which pulsed light is irradiated onto an object to be examined to obtain a tomographic image from the reflected light.

[0025] As shown in Fig. 2, the optical tomographic imaging

device comprises pulse laser 31 for generating pulsed light of picosecond order; half mirror 32 for overlapping the pulsed light with the irradiation detecting optical axis; lens 34 for guiding the pulsed light to the light guide (1) 33 for transmission; collimator (1) 35 which is disposed to detect light containing rectilinear components and scattered components reflected along the same optical axis as the irradiation optical axis upon irradiating the pulsed light on the object 1 to be examined; collimator (2) 36 which is disposed on an axis at a predetermined angle from the irradiation optical axis to detect only scattered components in the reflected light of the pulsed light; light guide (2) 37 which is connected to the collimator (2) 36 to transmit the reflected light of the pulsed light; and streak camera 38 for measuring time analyzed waveforms of the pulsed light detected by the collimators (1) 35 and (2) 36 and light guides (1) 33 and (2) 37.

[0026] The front ends of the collimators (1) 35 and (2) 36 and light guides (1) 33 and (2) 37 are disposed on the XYZ stage 39 which is movable in the XYZ directions. Furthermore, control unit 39, which detects the distances between the object 1 to be examined and collimators from the rise time of the pulsed light obtained from the streak camera 38, and controls and moves the positions of the collimators (1) 35 and (2) 36 in the optical

axis direction so that the distances become constant, and drive unit 40, which drives the XYZ stage 39 in accordance with drive signals from the control unit 39 and displaces the collimators (1) 35 and (2) 36, are provided. Herein, since the positions for detection of the reflected pulsed light are determined depending on the positions of the collimator (1) 35, light guide (1) 33, collimator (2) 36 and light guide (2) 37, the distances between the collimators (1) 35 and (2) 36 and the object 1 to be examined are in proportion to the distances between the photodetectors and the object to be examined.

[0027] In addition, signal processing unit 41 is provided, which operates the time analyzed waveforms of the pulsed light obtained from the streak camera 38 and cancels the scattered components to obtain reflected pulsed light having less scattered components in accordance with the absorbency on the optical axis of the object 1 to be examined, and the signal processing unit is connected to the computer 42. The computer 42 reconstructs an optical tomographic image from the signals of the reflected pulsed light obtained by the signal processing unit 41 and displays the image on display unit 43.

[0028] In addition, in order to synchronize the sweep timing of the streak camera 38 with the pulsed light, beam sampler 44 disposed on the optical path of exit light from the pulse

laser 31 and photodiode 45 for converting the pulsed light detected by the beam sampler 44 into electric pulses are provided and connected to the streak camera 38.

[0029] Next, action of the present embodiment shall be described. First, when near infrared pulsed light generated from the pulse laser 31 is irradiated onto the object 1 to be examined through the half mirror 32, lens 34, light guide (1) 33, and collimator (1) 35, a part of the pulsed light is transmitted and a part of the pulsed light is reflected while spreading widely due to scattering caused by the tissue. The pulsed light which has been thus reflected while spreading is detected by the streak camera 38 through the collimator (1) 35 and light guide (1) 33 which are correctly positioned on the irradiation optical axis. On the other hand, pulsed light at certain angles from the irradiation optical axis are detected by the streak camera 38 through the collimator (2) 36 and light guide (2) 37. The reflected pulsed light detected by the streak camera 38 is as shown in Fig. 3(a) and Fig. 3(b).

[0030] In Fig. 3(a), the pulse waveform at the zero time is a waveform immediately after the pulse that exited from the pulse laser 31, and the waveform thereafter is a pulse waveform on the optical axis, which rises at the time delay T in accordance with the distances between the body 1 to be examined

and the collimator (1) 35 and light guide (1) 33, and is reflected by the surface and inside of the object to be examined and spreads as time elapses. Furthermore, Fig. 3(b) is a reflected pulse waveform detected by the collimator (2) 36 and light guide (2) 37 which are disposed at certain angles from the optical axis. Herein, the time delay T of Fig. 3(a) accords with the optical path length of the light which has been irradiated onto the object 1 to be examined and reflected by its surface, that is, the distances between the object 1 to be examined and the front end faces of the collimator and light guide, so that the XYZ stage 39 is controlled and moved in the optical axis direction by the control unit 39 and drive unit 40 so that the time delay T becomes constant, and the collimators (1) 35 and (2) 36 and light guides (1) 33 and (2) 37 are displaced, whereby the distances between the object to be examined and photodetectors can be maintained to be constant.

[0031] Then, the time analyzed waveforms thus obtained by the streak camera 38 are operated for each time by the signal processing unit 41, whereby scattered components are canceled, and reflected pulsed light upon which the influence of scattering is small can be obtained. The time waveform of this reflected pulsed light in which the scattered components are

canceled is shown in Fig. 3(c). Furthermore, the XYZ stage 39 is moved on a plane perpendicular to the optical axis, time analyzed waveforms in the same manner as mentioned above are found at each point, and an optical tomographic image of the inside of the object to be examined is constructed by the computer 42 and displayed on the display unit 43.

[0032] Thus, according to the present embodiment, when obtaining rectilinear components of the pulsed light reflected from the object to be examined, as in the first embodiment, the distances between the object to be examined and photodetectors can be always maintained to be constant, and light that exited from the intersection of the surface of the object to be examined and the optical axis of the irradiated light beam can be always detected, so that scattered components can be suppressed with excellent accuracy.

[0033] In addition, the distances between the object to be examined and photodetectors can be measured by using the rangefinding means shown in the first embodiment.

[0034] Fig. 4 is a construction explanatory view showing the construction of the main part of the optical tomographic imaging device relating to the third embodiment of the invention.

[0035] The third embodiment is an example in which, in place

of the means for changing the positions of the photodetectors shown in the first embodiment, a means for changing the detection angle of the second photodetector (the angles of the collimator (2) 8 and photodetector (2) 6), whereby light that exited from the intersection between the surface of the object to be examined and the optical axis of the pulsed light can be detected.

[0036] As shown in Fig. 4, A/O polarizer (acoustic oscillator polarizer) 45 is disposed immediately before the collimator (2) 8 which can change the polarization angle by oscillating a vibrator. In addition, control unit 46, which controls the polarization angle of the A/O polarizer 45 based on the distances between the object 1 to be examined and photodetectors detected by the rangefinding means as in the first embodiment, and drive unit 47, which outputs drive signals to the A/O polarizer 45, are provided. Other parts in the construction are the same as those in the first embodiment, so that the same parts have the same symbols attached to them, and description thereof is omitted.

[0037] The image of scattered light in the light irradiated onto the object 1 to be examined by the same rangefinding light source (2) 12 is formed on the line sensor 11, and at this time, the image of the scattered light on the line sensor 11 moves

in accordance with the distances between the object 1 to be examined and photodetectors (1) 5 and (2) 6. Then, based on the light intensity distribution on the line sensor 11, the distances between the object 1 to be examined and photodetectors are calculated by control unit 46, and the A/O polarizer 45 is driven by the control unit 46 and drive unit 47 based on the distance data to change the polarization angle of the A/O polarizer 44. Thereby, the detection angle of the photodetector (2) 6 is made to accord with the intersection between the optical axis of the irradiated light beam and the surface of the object to be examined.

[0038] The beam components detected by the photodetectors (1) 5 and (2) 6 are supplied to the amplifier (1) 18 and amplifier (2) 19, and a tomographic image of the object to be examined is generated in the same manner as in the first embodiment. At this time, the outputs of the photodetectors are weighted by the amplifier (2) 19 in accordance with change in the detection angle.

[0039] Thus, according to the present embodiment, by changing the detection angle of the second photodetector, since light that exited from the intersection between the surface of the object to be examined and the optical axis of the irradiated light beam can be always detected, the scattered components

can be suppressed with excellent accuracy, whereby an tomographic image with excellent resolution can be obtained.

[0040] Fig. 5 is a construction explanatory view showing the construction of the main part of the optical tomographic imaging device relating to the fourth embodiment of the invention.

[0041] The fourth embodiment is an example of a device having a means for mechanically making the distances between the object to be examined and photodetectors constant.

[0042] As shown in Fig. 5, the optical tomographic imaging device comprises cylindrical fixing part 51 and front end component 52 which is movable in the axis direction of this fixing part 51 and has the photodetectors (1) 5 and (2) 6 and collimators (1) 7 and (2) 8 installed inside. The photodetectors (1) 5 and (2) 6 and collimators (1) 7 and (2) 8 are fixed at predetermined positions inside the front end component 52, and transparent member 53 made from a material which transmits light, for example, optical glass, is disposed at the front end side of the front end component 52. The front end face of this transparent member 53 is positioned at the intersection of the optical axes of the collimators (1) 7 and (2) 8. Elastic member 54 which presses the front end component 52 forward is provided between the rear end face of the front

end component 52 and fixing part 51. That is, in this device, the transparent member 53 and object 1 to be examined are contacted with each other by a constant force, and the front end component 52 is moved in accordance with the shape of the surface of the object 1 to be examined so that the contact surface (the surface of the object 1 to be examined) of the transparent member 53 and the object 1 to be examined becomes the intersection of the optical axes of the collimators (1) 7 and (2) 8. The fixing part 51 fixes the front end component 52 to an unillustrated movable stage so as to move and scan the object 1 to be examined. The photodetectors (1) 5 and (2) 6 are connected to amplifiers (1) 18 and (2) 19, and other parts are constructed in the same manner as in the first embodiment.

[0043] According to the construction mentioned above, since the surface of the object 1 to be examined always becomes the intersection of the optical axes of the collimators (1) 7 and (2) 8, the photodetectors (1) 5 and (2) 6 can detect the light that exited from the intersection of the surface of the object to be examined and the optical axis of the irradiated light beam. Therefore, scattered components can be suppressed with excellent accuracy, whereby a tomographic image with excellent resolution can be obtained. Furthermore, since the object 1 to be examined and the transparent member 53 are contacted with

each other to mechanically make the distances between the object to be examined and the photodetectors constant, the abovementioned effects can be easily realized at a low cost without provision of special electric circuits and drive units.

[0044] Fig. 6 is a construction explanatory view showing the construction of the optical tomographic imaging device relating to the fifth embodiment of the invention.

[0045] In Japanese Patent Application No. Hei-5-259914 which has previously applied, the present applicant has proposed a device for obtaining a tomographic image inside the organs in a body cavity by using light. The fifth embodiment is an example in which the spatial difference method using reflected light shown in the second embodiment is applied to an endoscope comprised of a bundle of thin fibers which can be inserted into the organs in a body cavity.

[0046] As shown in Fig. 6, the optical tomographic imaging device is comprised of endoscope 57 equipped with a long and thin insertable portion 56 to be inserted into the body cavity internal organ 55, and an analyzer 58 which irradiates pulsed light and obtains an optical tomographic image from the reflected light. The same components as those of the second embodiments have the same symbols attached to them, and description thereof is omitted.

[0047] The insertable portion 56 comprises Y-shaped light guide 59, in which one front end side has a concentric 2-layer structure, and the two layers at the other end side are separated into two fiber bundles in order to irradiate irradiation pulsed light to the body cavity internal organ 55 and detect the reflected light, and prism 61, which is rotatably adhered to disk-shaped gear 60 in order to irradiate the irradiation pulsed light in the circumferential direction of the front end part 56a of the insertable portion while rotating the light. The gear 60 engages with gear 63 successively provided at the front end of the rotation shaft extended from motor 62, and by the rotation of the motor 62, the prism 61 rotates, and the irradiation pulsed light is scanned in the circumferential direction of the front end part 56a. Encoder 64 is provided in succession from the motor 62, and the values of the amount and position of rotation of the motor 62 are inputted into control unit 65 connected to the encoder 64.

[0048] Focusing lens 66, which can change the focal length in order to detect light irradiated onto the body cavity internal organ 55 and reflected from the surface and inside thereof, and collimator 67, which restricts the solid angle for detection of the reflected light, are disposed between the light guide 59 and prism 61. The focusing lens 66 is disposed

on rack-and-pinion mechanism 69 which moves the focal position of the focusing lens 66 in accordance with the distance between the body cavity internal organ 55 and light exit surface 68, and the rotation shaft extended from motor 70 is connected to this rack-and-pinion mechanism 69. That is, by the rotation of the motor 70, the focusing lens 66 is displaced and the focal length is changed. Encoder 71 is provided in succession from the motor 70, and the encoder 71 is connected to the control unit 65 in the same manner as mentioned above, and the values of the amount and position of rotation of the motor 71 can be inputted into the control unit.

[0049] In addition, in the analyzer 58, control unit 65, which measures the distance between the light exit surface 68 and body cavity internal organ 55 from the pulse waveform obtained from the streak camera 38, and drive units 72 and 73, which drives the motors 62 and 70 in accordance with drive signals from the control unit 65 to displace the prism 61 and focusing lens 66, are provided.

[0050] Furthermore, although not illustrated, a light source, light guide, objective lens, image guide, and eyepiece for observation of an endoscopic image are provided in the present device.

[0051] Next, an action of the present embodiment shall be

described. Pulsed light that exited from the pulse laser 31 is guided to fiber bundle 59a at the center part side of the light guide 59 having the concentric 2-layer structure, and then irradiated onto the body cavity internal organ 55 as shown by the solid line in the figure. This irradiated pulsed light spreads widely in spatial terms due to scattering caused by the organ tissue. Herein, the reflected light of the pulsed light is received by the light guide 59 having the concentric 2-layer structure through the focusing lens 66 and collimator 67, whereby, in the light scattered and reflected from the inside of the organ, the light reflected on the optical axis as shown by the solid line in the figure is detected by the fiber bundle 59a at the center side, and the light deviating from the optical axis as shown by the dashed line in the figure is detected by the fiber bundle 59b at the outer circumferential side. The detected reflected light is guided to the analyzer 58 and time analyzed waveforms of the pulsed light are measured. At this time, the solid angle which can be detected by the center side fiber bundle 59a and the solid angle which can be detected by the circumferential side fiber bundle 59b are set to be the same.

[0052] Then, the control unit 65 measures the time delay at the rising portion of the reflected pulsed light, and

calculates the distance between the light exit surface 68 and the body cavity internal organ 55 based on the result of measurement. In accordance with the detected distance, the drive unit 73 displaces the focusing lens 66 so that the focal position of the lens is at the surface of the body cavity internal organ, whereby light from the intersection of the surface of the body cavity internal organ and the optical axis of the irradiated pulsed light is always detected.

[0053] In addition, the prism 61 is rotated by driving the motor 62 by the drive unit 72 to scan the pulsed light in the circumferential direction of the insertable portion 56. Based on time analyzed waveforms of the reflected pulsed light in the various directions which have been obtained by the scanning, a tomographic image is reconstructed by the computer 42 and displayed on the display unit 43.

[0054] Thus, the focusing lens 66 is controlled so that the focal position is at the surface of the body cavity internal organ, and light from the intersection of the surface of the body cavity internal organ and the optical axis of the irradiated pulsed light is detected, whereby the influence of light scattering can be eliminated with excellent accuracy in the same manner as in the second embodiment, and an optical tomographic image with high resolution can be obtained. In

addition, according to the present embodiment, since the device can be made to approach the organ from the inside of a living body cavity, the application range can be widened to the brain, heart, stomach, and intestine.

[0055] Fig. 7 is a construction explanatory view showing the construction of the optical tomographic imaging device relating to the sixth embodiment of the invention.

[0056] The sixth embodiment is an example of a device in which modulated light is used in place of the pulsed light in the second embodiment, and scattered light components are suppressed by differentiating a phase difference signal of the modulated light.

[0057] As shown in Fig. 7, the optical tomographic imaging device comprises light source 81 for generating continuous light within the near infrared range, light modulator 82 for changing the intensity of light from the light source 81 in accordance with the time elapse, and oscillator 83 for generating a reference signal for modulation in the light modulator 82 at extremely high periods, for example, at periods of 1G Hz. Modulated light emitted from the light modulator 82 is reflected by the half mirror 13 and irradiated to the object 1 to be examined in the same manner as the first embodiment. In order to detect the reflected light from the object 1 to

be examined, photodetectors (1) 84 and (2) 85 are provided which response in a time much shorter than the abovementioned modulation period, and collimators (1) 7 and (2) 8 are disposed in front of these photodetectors.

[0058] The photodetectors (1) 84 and (2) 85 are connected to phase detection unit (1) 86 and phase detection unit (2) 87 which detect the phase of the light detected in synchronization with the oscillator 83. These phase detection units (1) 86 and (2) 87 are connected to signal processing unit 88 which operates output signals of phase detection to suppress scattered components, and a tomographic image is reconstructed by the computer 42 based on the output of the signal processing unit 88 and displayed on the display unit 43.

[0059] Herein, although not illustrated, a position control means is provided for controlling the positions of the photodetectors so that the distances between the object 1 to be examined and photodetectors (1) 84 and (2) 85 become constant in the same manner as the abovementioned embodiments.

[0060] In addition, as the device shown in the first embodiment, the construction in which light transmitted through the object to be examined is detected can be employed.

[0061] First, a reference signal of approximately 1G Hz is generated by the oscillator 83. When the light modulator 82

is driven by this reference signal, the intensity of a continuous light beam emitted from the light source 81 is modulated at approximately 1G Hz. When this modulated light is irradiated onto the object 1 to be examined, the phases of the reflected light and transmitted light shift due to light scattering. The light whose phases have shifted are detected by the photodetectors (1) 84 and (2) 85 in the same manner as the abovementioned embodiments, and the respective phase delays are detected by the phase detection units (1) 86 and (2) 87.

[0062] Herein, if the phase delays detected by the phase detection units are 10 degrees, the distance of light advance during the delays is 18.75mm. That is, the same effects as in the abovementioned embodiments using the pulsed light can be obtained in detection of the phases of modulated light. Scattered components are suppressed by operating the phases, which has been obtained by the phase detection units (1) 86 and (2) 87, by the signal processing unit 88, and only the phase corresponding to the irradiation optical axis is measured. Based on the measured phase, a tomographic image is reconstructed by the computer 42.

[0063] Thus, even in the case of using the modulated light, as the case of using the pulsed light, scattered components

can be suppressed with excellent accuracy.

[0064] Fig. 8 is a construction explanatory view showing the construction of the optical tomographic imaging device relating to the seventh embodiment of the invention.

[0065] Priorly, in a case where oxygen saturation of hemoglobin, myoglobin, and cytochrome is measured, absorbency of near infrared light of each of 2 through 4 kinds of wavelengths is determined, and simultaneous equations with respect to the absorbency are calculated. The seventh embodiment is an example of an optical tomographic imaging device suitable for the measurement of hemoglobin, etc.

[0066] As shown in Fig. 8, the optical tomographic imaging device comprises, as light sources, pulse laser 91 for generating pulsed light of picosecond order, dye laser (1) 92 (wavelength: λ_1) and dye laser (2) 93 (wavelength: λ_2) which generate pulsed light whose wavelengths are different from that of the abovementioned pulsed light (wavelength: λ_0) as an exciting light. In front of the pulse laser 91, half mirror 94 is disposed to split the pulsed light with a wavelength of λ_0 into two, and in front of the dye laser (2) 93, dichroic mirror 95 which overlap the pulsed light with λ_1 and pulsed light with λ_2 so that they are matched with each other in terms of timing and space. In addition, symbol 96 in the figure is

a total reflecting mirror on which aluminum is vapor-deposited. The pulsed light with wavelengths is to be irradiated onto the object 1 to be examined so that the optical axes and time-rises coincide with each other.

[0067] At a position opposite to the irradiated pulsed light from the object 1 to be examined, collimator 97, which is comprised of a lens and a pinhole to detect transmitted light of the pulsed light at a certain light receiving angle, and dichroic mirror 98, which splits the transmitted light into a wavelength of λ_1 and a wavelength of λ_2 again, are disposed. Also, Y-shaped light guide (1) 99 and light guide (2) 100 are disposed so as to be orthogonal to the incident optical axis, each of which detects each transmitted light, and has one end of a concentric 2-layer structure and other end divided into two fiber bundles according to each layer so as to separate light on the optical axis and light deviating from the optical axis. Herein, the fiber lengths of the light guide (1) 99 and light guide (2) 100 are made equal to each other so that the timings of the detected pulsed light are prevented from being different.

[0068] In addition, the streak camera 38, etc. which measure the time analyzed waveforms of each detected pulsed light are constructed in the same manner as in the second embodiment,

and have the same symbol attached to them, and description thereof is omitted.

[0069] In this embodiment, pulsed light with a wavelength of λ_0 is generated by the pulse laser 91. This pulsed light is split into two by the half mirror 94, and one half of the light is irradiated to the dye laser (1) 92, and the other half is irradiated to the dye laser (2) 93 to excite pulsed light with near infrared wavelengths of λ_1 and λ_2 which are different from the wavelength λ_0 . The pulsed light with λ_1 and λ_2 are overlapped by the dichroic mirror 95 so as to coincide with each other in terms of timing and space, and when this pulsed light is irradiated onto the object 1 to be examined, the pulsed light spreads in terms of time and space due to light scattering caused by tissue. The spread light is detected by the collimator 97 disposed at the transmission side of the irradiated pulsed light, and split into the wavelengths of λ_1 and λ_2 again by the dichroic mirror 98. Furthermore, the light with the wavelengths are individually received by the light guide (1) 99 and light guide (2) 100 having a concentric 2-layer structure so that light on the optical axis which contains rectilinear components and scattered components and light deviating from the optical axis which contains only scattered components are separately detected, and the light is guided to the streak

camera 38. In the streak camera 38, four optical pulse time analyzed waveforms are simultaneously obtained, and the wavelengths thereof are operated by the operation unit 41, whereby the scattered components are suppressed, and information on the local oxygen saturation of hemoglobin, etc. is obtained.

[0070] Thus, by using pulsed light with two wavelengths, local oxygen saturation of hemoglobin, etc., can be obtained. As in the abovementioned embodiments, by providing a position control means which displaces the collimator 97, etc., in accordance with the distance to the object 1 to be examined, the scattered components can be suppressed with excellent accuracy.

[0071] Furthermore, detectors such as the collimators and light guides can be disposed to the opposite side so as to detect light reflected from the object 1 to be examined.

[0072] The refractive index of living body tissue is as large as approximately $n=1.4$ in comparison with the refractive index in air ($n=1.0$). Therefore, in a case where a tomographic image of the object to be examined, living body tissue in the air by using light, light refraction and reflection occur at the boundary between the air and the object to be examined, resulting in the occurrence of a large virtual image at the

tomographic image boundary surface. In order to eliminate occurrence of such a virtual image, in Japanese Patent Application No. Hei-3-60801, the present applicant has proposed a device in which a light transmitting member such as a buffer solution having almost the same refractive index as that of the object to be examined is provided around the object to be examined, whereby refraction when transmitting light is suppressed. Hereinafter, an example is shown in which a means for suppressing a virtual image due to changes in the refractive index is applied to the abovementioned optical tomographic imaging device.

[0073] Fig. 9 and Fig. 10 show an example of a device suitable for diagnosis of the luminal organs such as the intestine and blood vessels. Fig. 9 shows the construction of the front end part of the insertable portion for optical imaging scanning.

[0074] At the front end side of front end part 111 of the insertable portion, doughnut-shaped elastic film 112 made from a transparent elastic material with high light transmittance is provided, and buffer solution 114 composed of a transparent liquid having a refractive index equal to that of the luminal organ 113 is filled in the inside surrounded by the elastic film 112 in a manner enabling it to be increased and decreased. When making measurement, the elastic film 112 is expanded by

increasing the buffer solution 114 and adhered with the luminal organ 113, whereby the refractive index between light exit surface 115 and luminal organ surface 116 is made equal to that of the luminal organ 113. By this arrangement, light refraction due to the organ surface is reduced, and the occurrence of a virtual image is suppressed, so that an excellent tomographic image can be obtained. In addition, the light exit surface 115 is set to be perpendicular to the optical axis, and a reflection prevention film is applied on the surface.

[0075] Next, the details of the present embodiment shall be described with reference to Fig. 10. Fig. 10 is a sectional view showing the construction of the inside of the front end part 111 of the insertable portion.

[0076] The inside of the front end part 111 the insertable portion is constructed in the same manner as the fifth embodiment shown in Fig. 6, and has the same symbols and description thereof is omitted. The front end side of the front end part 111 of the insertable portion is covered by transparent member 117 so as to transmit light.

[0077] As mentioned above, the elastic film 112 is provided outside the transparent member 117, and the front end and rear end of this elastic film 112 are fixed to the front end part 111 of the insertable portion by presser plate 119 and thread

120, respectively. In addition, tube 121 for feeding the buffer solution 114 inside the elastic film 112 is inserted inside the insertable portion, and the front end side of the tube is opened to the inside of the elastic film 112. Tank 122 is provided at the rear end side of the tube 121, inside which the buffer solution 114 is filled. Pump 123 is connected to the tank 122, and by operating the pump 123, the buffer solution 114 inside the elastic film 112 is increased or decreased.

[0078] When inserting the insertable portion into a luminal organ, the buffer solution 114 inside the elastic film 112 is absorbed by the pump 123 so that the insertable portion can be easily inserted, and the light exit surface 115 and elastic film 112 are adhered to each other and the diameter of the portion decreases. When measuring, the buffer solution 114 inside the tank 122 is supplied inside the elastic film 112 through the tube 121 by pump 123, and filled between the elastic film 112 and light exit surface 115 until the elastic film 112 is adhered with the luminal organ 113. Thus, if light is irradiated in a condition where there is no space between the luminal organ surface 116 and elastic film 112, that is, in a condition where changes in the refractive index are small between the light exit surface 115 and luminal organ surface 116, light reflected and scattered inside the luminal organ

advances without being influenced by the refractive index. Therefore, light on the optical axis and light deviating from the optical axis can be detected with excellent accuracy.

[0079] Furthermore, the present applicant has proposed a device suitable for measurement of an optical tomographic image of a body cavity internal organ in Japanese Patent Application No. Hei-2-259916. In Fig. 11, an example in which a means for reducing a virtual image due to changes in the refractive index is applied to the optical tomographic imaging device suitable for the non-tubular organ such as the stomach and ventricle.

[0080] The optical tomographic imaging device of the present example comprises long and thin insertable portion 131 to be inserted into a body cavity internal organ, analyzer 132 to which the insertable portion 131 is connected, and which reconstructs an optical tomographic image from the detected reflected light, scanning drive unit 134 for scanning front end part 133 of the insertable portion 131 for measurement of data necessary for reconstruction of an optical tomographic image, light source unit 135 for endoscopic observation, and display unit 136 which is connected to the analyzer 132 to display an optical tomographic image.

[0081] The insertable portion 131 is long and thin and has flexibility so as to be insertable into a body cavity internal

organ, elastic film 137 is provided to cover the front end part 133 of the insertable portion 131, and buffer solution 114 having a refractive index equal to that of the organ is filled inside the elastic film 137. In addition, at the front end part 133, observation window 139 for normal endoscopic observation, illumination window 140, measurement window 14 for measurement of an optical tomographic image, and channel 142 for jetting-out and absorbing the buffer solution 114 are provided. The channel 142 is communicated with tube 143 inserted inside the insertable portion 131. The other end of the tube 143 is connected to buffer solution increasing and decreasing unit 146 which is comprised of tank 144 filled with buffer solution 114 and pump 145.

[0082] Light guide 147 is connected to the illumination window 140, and this light guide 147 is inserted inside the insertable portion 131 and connected to the light source unit 135. This light source unit 135 comprises lamp 148 for emitting illumination light and lens 149 for guiding the illumination light to the light guide 147. An unillustrated objective lens is provided at the observation window 139, and at the image forming position of this objective lens, the front end face of image guide 150 is disposed. The image guide 150 is inserted inside the insertable portion 131 and connected to ocular part

152 equipped with eyepiece 151.

[0083] One end of light transmitting fiber 153 and one end of light receiving fiber 154 are connected to the measurement window 141, the other end of the light transmitting fiber 153 is connected via lens 155 to picosecond laser 156 which generates pulsed light, and the other end of the light receiving fiber 154 is connected via lens 157 to streak camera 158 which measures light in the form of time analysis. The streak camera 158 is connected to processing unit 159, and time analyzed waveforms obtained by the streak camera 158 are operated by the processing unit 159 to reconstruct a tomographic image. Furthermore, control unit 160 which controls scanning when reconstructing a tomographic image is provided, and the unit controls the picosecond laser 156, processing unit 159, and scanning drive unit 134 to measure data necessary for reconstruction of a tomographic image.

[0084] As the example of Fig. 10 mentioned above, light refraction is prevented by filling the buffer solution 114 inside the elastic film 137. When inserting the insertable portion into a body cavity internal organ, the buffer solution 114 inside the elastic film 137 is absorbed so that the portion is easily inserted, and the elastic film 137 is adhered with the front end part 133 and the diameter becomes smaller. On

the other hand, when measuring, the buffer solution 114 inside the tank 144 is made to flow inside the elastic film 137 through the tube 143 and channel 142 by the pump 145 and filled until the elastic film 137 is adhered with the portion 161 to be measured. Then, if light is irradiated and made to scan in a condition where no space exists between the portion 161 to be measured and elastic film 137, that is, in a condition where changes in the refractive index are small between the measurement window 141 and the portion 161 to be measured, light reflected and scattered inside the portion to be measured advances without being influenced by the refractive index. Therefore, light on the optical axis and light deviating from the optical axis can be detected with excellent accuracy.

[0085] Fig. 12 shows an example of a device in which only an optical fiber for obtaining an optical tomographic device is covered by the elastic film. In this example, channel 163, into which optical fiber 162 for obtaining an optical tomographic image, is inserted is provided in the insertable portion 131. In addition, as the example shown in Fig. 11 mentioned above, observation window 139 and illumination window 140 are provided. Inside the channel 163, sheath 164 one end of which projects from the front end part 133 and the other end of which is connected to the tank 144, and optical fiber 162 for

transmitting and receiving pulsed light which is inserted inside the sheath 164 are disposed. At the portion of the sheath 164 projecting from the front end part 133, elastic film 165 is provided so as to cover the optical fiber 162, and buffer solution 114 is filled inside the film.

[0086] According to this example, since the observation window 139 is not surrounded by the elastic film 165, observation of an endoscopic image can be easily made, and the device can be used as a normal endoscope by extracting the sheath 164.

[0087] Furthermore, an example of a device without an elastic film is shown in Fig. 13. As shown in the figure, this example is constructed in the same manner as that of Fig. 11 except for provision of elastic film 137.

[0088] In a case where the portion 161 to be measured is a depressed portion, as in this example, the buffer solution 114 is directly filled around the portion 161 to be measured, and the front end part 133 of the insertable portion is disposed so that the front end surface is positioned inside the buffer solution 114, whereby an optical tomographic image is measured in the same manner as mentioned above.

[0089] According to this example, since the buffer solution is directly filled in the body cavity internal organ, there is no possibility that air that causes light refraction enters

between the portion to be measured and the light irradiation surface, so that measurement with higher accuracy is possible.

[0090]

[Effects of the Invention] As described above, according to the invention, regardless of the distances between an object to be examined and the photodetectors, light emitted from the intersection of the surface of the object to be examined and the light beam's optical axis can be detected, whereby scattered light components can be suppressed with excellent accuracy, and a tomographic image with excellent resolution can be easily obtained.

[BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS]

[Fig. 1] A construction explanatory view showing the construction of the optical tomographic imaging device relating to the first embodiment of the invention.

[Fig. 2] Fig. 2 and Fig. 3 relate to the second embodiment of the invention, wherein Fig. 2 is a construction explanatory view showing the construction of the optical tomographic imaging device.

[Fig. 3] A waveform diagram showing the reflected light components detected by the photodetectors.

[Fig. 4] A construction explanatory view showing the construction of the main part of the optical tomographic

imaging device relating to the third embodiment of the invention.

[Fig. 5] A construction explanatory view showing the construction of the main part of the optical tomographic imaging device relating to the fourth embodiment of the invention.

[Fig. 6] A construction explanatory view showing the construction of the optical tomographic imaging device relating to the fifth embodiment of the invention.

[Fig. 7] A construction explanatory view showing the construction of the optical tomographic imaging device relating to the sixth embodiment of the invention.

[Fig. 8] A construction explanatory view showing the construction of the optical tomographic imaging device relating to the seventh embodiment of the invention.

[Fig. 9] A construction explanatory view showing an example of the optical imaging scanning means suitable for diagnosis of the luminal organs.

[Fig. 10] A sectional explanatory view showing the detailed construction of the optical imaging scanning means of Fig. 9.

[Fig. 11] A construction explanatory view showing an example of the optical tomographic imaging device having a means for reducing the influence of changes in the refractive index,

which is suitable for diagnosis of non-tubular organs.

[Fig. 12] A construction explanatory view showing an example of the device in which only the optical fiber for obtaining an optical tomographic image is covered by the elastic film as a means for reducing the influence of changes in the refractive index.

[Fig. 13] A construction explanatory view showing an example of the device which has a means for reducing the influence of changes in the refractive index without an elastic film.

[Description of Symbols]

- 1 ... object to be examined
- 4 ... light source
- 5, 6 ... photodetector
- 7, 8 ... collimator
- 9 ... X stage for photodetectors
- 11 ... line sensor
- 12 ... rangefinding light source
- 16 ... control unit
- 17 ... drive unit
- 18, 19 ... amplifier
- 20 ... differential amplifier
- 22 ... computer
- 23 ... display unit

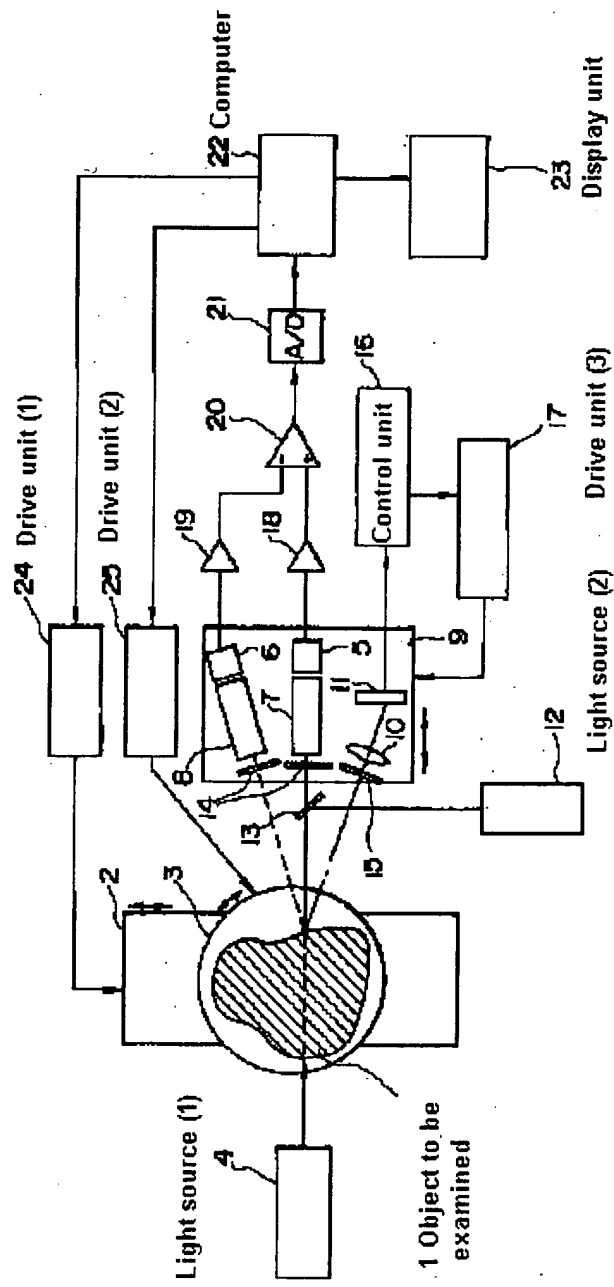


Fig.1

Fig.2.

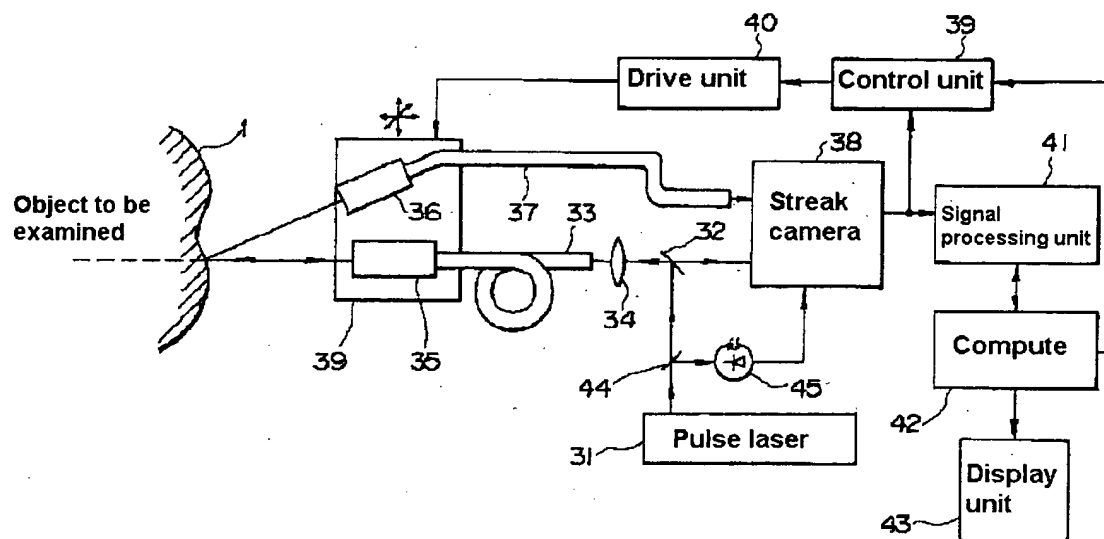
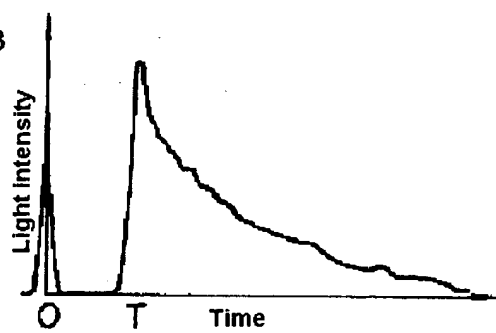
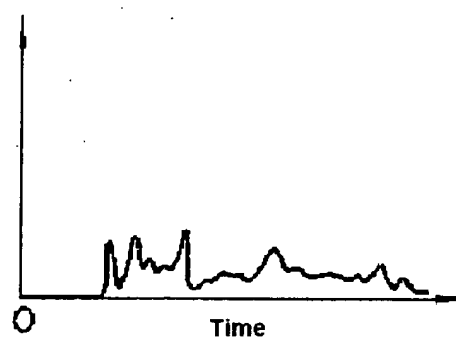


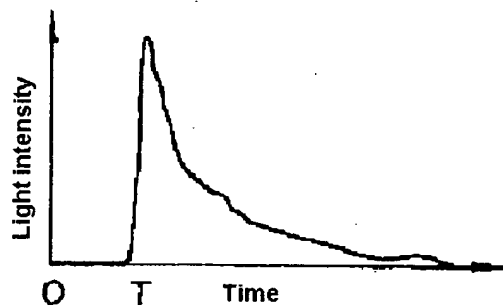
Fig.3



(a) On optical axis



(c) Results of operation



(c) Results of operation

Fig.4

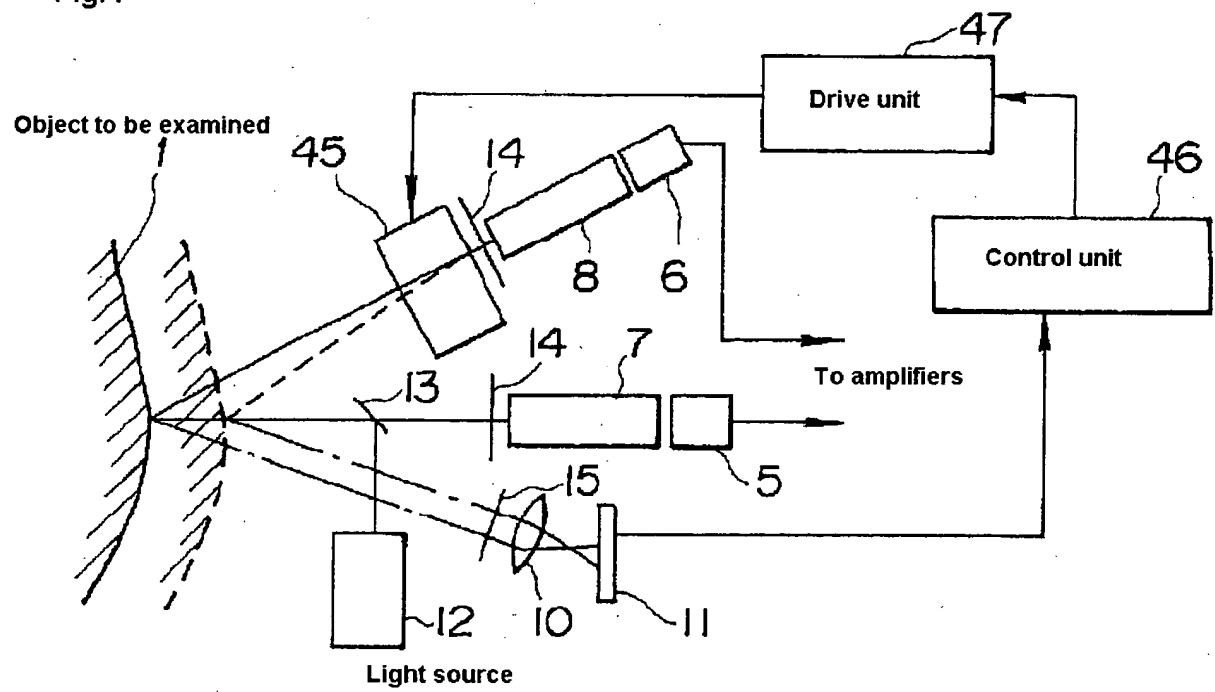


Fig.5

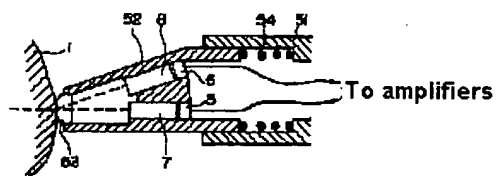


Fig.9

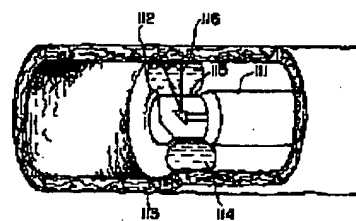


Fig.10

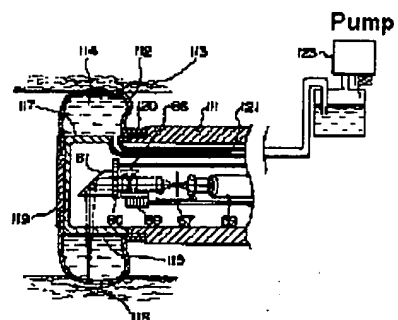


Fig.12

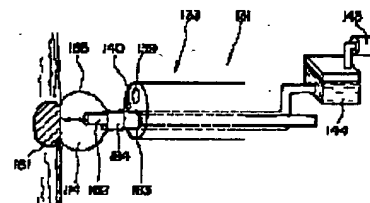
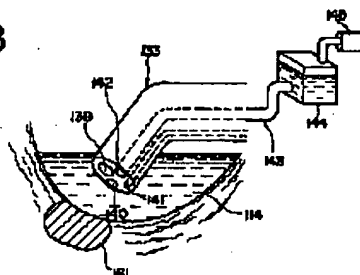


Fig.13



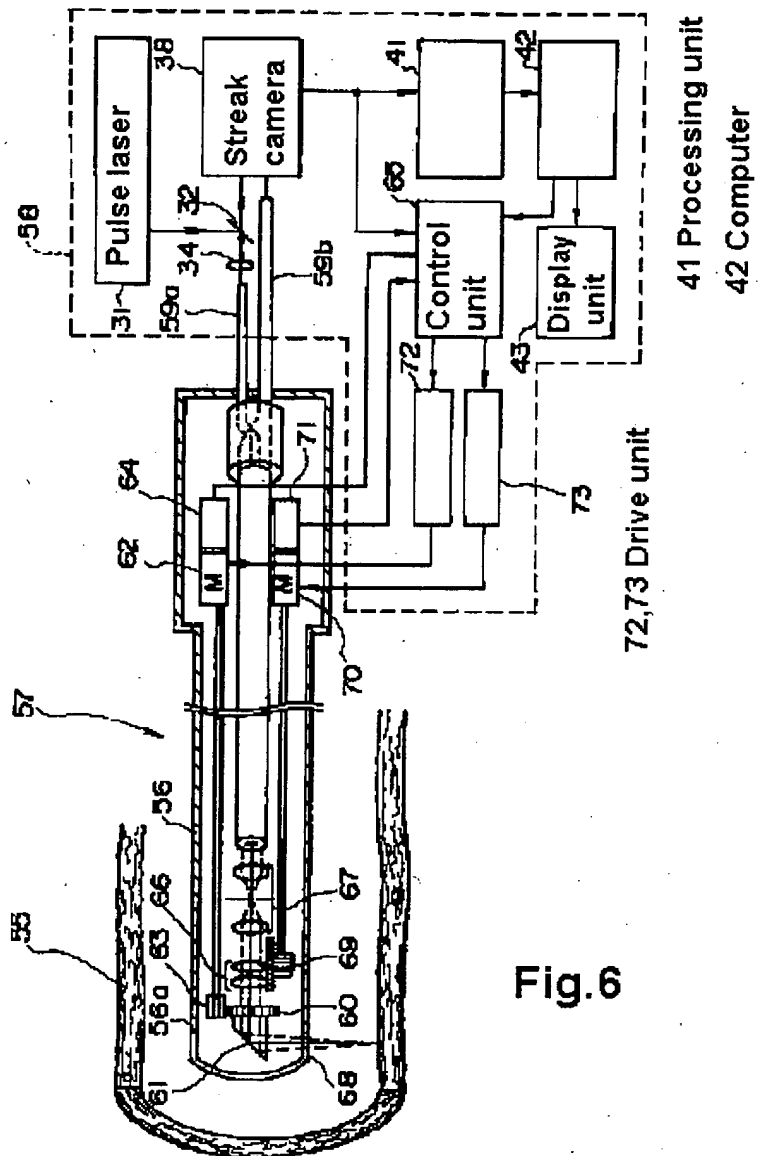


Fig. 6

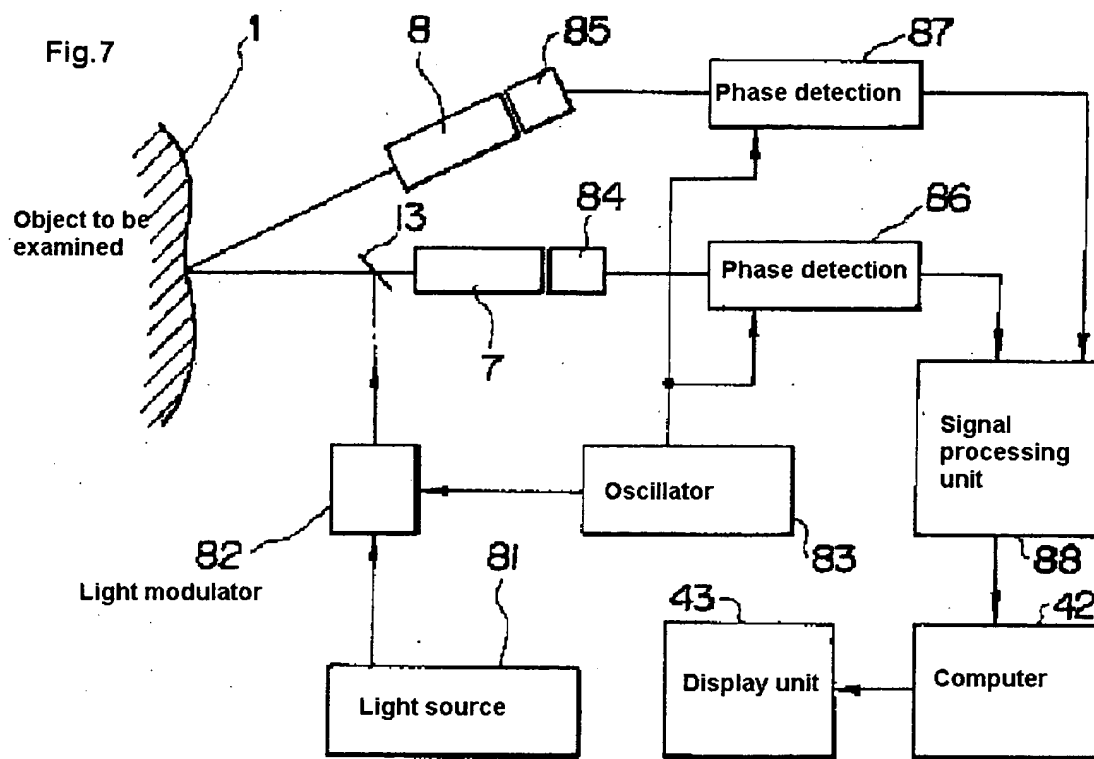
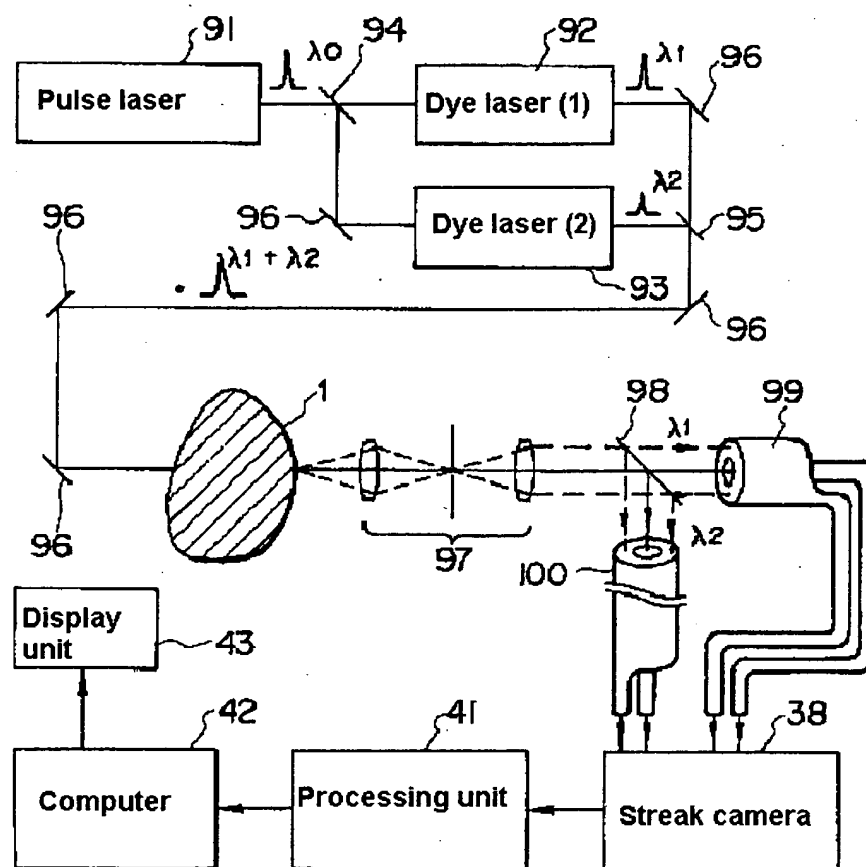


Fig.8



[Procedure Amendment]

[Filed on] January 20, 1992

[Procedure amendment 1]

[Title of document to be amended] Drawings

[Item to be amended] Fig. 6

[Amendment method] Change

[Details of amendment]

[Fig. 6]

